

Aus dem Physiologischen Institut der Universität Marburg/Lahn
Direktor: Prof. Dr. H. Hensel
Arbeit unter Leitung von Prof. Dr. K. Golenhofen

Die Topographische Differenzierung der Hautdurchblutung des Menschen unter Kältebelastung

INAUGURAL - DISSERTATION
zur Erlangung des Doktorgrades
der gesamten Medizin der Philipps-Universität Marburg
Fachbereich Humanmedizin

vorgelegt von
Walter Pernice
aus Marburg (Lahn)

Marburg 1974

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41552302_0016

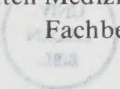
Aus dem Physiologischen Institut der Universität Marburg/Lahn

Direktor: Prof. Dr. H. Hensel

Arbeit unter Leitung von Prof. Dr. K. Golenhofen

Die Topographische Differenzierung der Hautdurchblutung des Menschen unter Kältebelastung

INAUGURAL - DISSERTATION
zur Erlangung des Doktorgrades
der gesamten Medizin der Philipps-Universität Marburg
Fachbereich Humanmedizin



vorgelegt von
Walter Pernice
aus Marburg (Lahn)

Marburg 1974



Angenommen vom Fachbereich Humanmedizin
der Universität Marburg am 11.6.1974

Gedruckt mit Genehmigung des Fachbereichs

Dekan: Prof. Dr. Oepen

Referent: Prof. Dr. med. K. Golenhofen

Correferent: Prof. Dr. Hensel

Inhaltsübersicht

	Seite
1. Einleitung	1
2. Übersicht zur Thermoregulation	2
2.1. Physikalische Aspekte	2
2.1.1. Wärmebildung	2
2.1.2. Wärmeabgabe	3
2.2. Stellglieder und Strukturen zur Konstanthaltung der Kerntemperatur	5
2.2.1. Vergleich der Stellglieder und Strukturen mit den Einheiten eines Regelkreises	5
2.2.2. Effektoren der Thermoregulation	6
2.2.2.1. Verhaltensweisen	6
2.2.2.2. Autonome Vorgänge	6
2.2.2.2.1. Akut veränderbare autonome Effektoren	7
2.2.2.2.1.1. Wirkung auf die Wärmeabgabe	7
2.2.2.2.1.1.1. Hautdurchblutung	7
2.2.2.2.1.1.2. Schweißproduktion	8
2.2.2.2.1.2. Wirkung auf die Wärmebildung	8
2.2.2.2.1.2.1. Kältezittern	8
2.2.2.2.1.2.2. Chemische Thermogenese	9
2.2.2.2.1.2.3. Einfluß der Hormone auf den Stoffwechsel	9
2.2.2.2.2. Langfristig veränderbare autonome Effektoren	10
2.2.2.2.2.1. Wärmeakklimatization	10
2.2.2.2.2.2. Kälteakklimatization	10
2.2.3. Temperaturfühler	11
2.2.3.1. Periphere Thermorezeptoren	11
2.2.3.2. Zentrale Thermorezeptoren	12
2.2.3.2.1. Thermorezeptoren des Hypothalamus	12
2.2.3.2.2. Thermorezeptoren des Mittelhirnstammes	12
2.2.3.2.3. Thermorezeptoren des Rückenmarkes	12
2.2.3.2.4. Tiefe Rezeptoren außerhalb des ZNS	13
2.2.4. Regulationszentren	13
2.2.4.1. Hypothalamus	13
2.2.4.2. Formatio reticularis	14
2.2.4.3. Rückenmark	14

	Seite
2.3. Regelmechanismen	14
2.3.1. Der Sollwert	14
2.3.2. Verbindung der Thermorezeptoren mit den Regulationszentren	15
2.3.3. Zentrale Verrechnung der afferenten Impulse	15
2.3.4. Bedeutung der verschiedenen Afferenzen für die Thermoregulation	16
2.3.5. Die geregelte Temperatur	17
2.3.6. Regelbereiche	18
2.3.7. Effektorenkontrolle	18
2.3.7.1. Zentral gesteuerte Prozesse	18
2.3.7.1.1. Vasomotorik	18
2.3.7.1.2. Regelung des Kältezitterns	20
2.3.7.1.3. Regelung der Schweißsekretion	20
2.3.7.2. Periphere Prozesse	20
2.3.7.2.1. Blutgefäße	20
2.3.7.2.2. Schweißsekretion	21
2.3.8. Funktionen der Hauttemperatur	21
2.4. Funktionelle Unterschiede der Körperregionen	22
2.5. Die Wirksamkeit der Kältegegenregulation	22
3. Aufgabe der vorliegenden Arbeit	24
4. Methodik	25
4.1. Meßprinzip	25
4.2. Die Meßapparaturen	26
4.2.1. Die Wärmeleitelemente	26
4.2.2. Der Fluvograph	28
4.2.3. Weitere Meßgeräte	29
4.3. Durchführung der Versuche	29
5. Ergebnisse	33
5.1. Auswertung der Wärmeleitmessungen	33
5.2. Die Ergebnisse im einzelnen	36
6. Diskussion	53
6.1. Die Versuchsbedingungen	53
6.2. Diskussion der Ergebnisse	54
6.2.1. Interindividuelle Variation der λ -Werte	54
6.2.2. Signifikanz der Meßwerte	56
6.2.3. Die $\lambda_{E'}$ -Werte	56
6.2.4. Eichmöglichkeiten	56
6.2.5. Linearität zwischen λ und Hautdurchblutung	57
6.2.6. Verfahren der gleitenden Mittelung zur Beurteilung des zeitlichen Verlaufs der λ_M -Werte	57
6.2.7. Instationäre Gradienten	57
6.3. Diskussion der Methode	58
6.4. Vergleich der Meßwerte mit denjenigen anderer Autoren	60
Zusammenfassung	64
Literaturverzeichnis	66

DIE TOPOGRAPHISCHE DIFFERENZIERUNG DER HAUTDURCHBLUTUNG DES MENSCHEN UNTER KÄLTEBELASTUNG

1. EINLEITUNG

Wird ein Mensch der Kälte ausgesetzt, so versucht der Organismus, seine Kerntemperatur auf dem Sollwert zu halten. Dabei werden zwei Wege beschritten:

- 1) Verminderung der Wärmeabgabe,
- 2) Steigerung der Wärmebildung.

Für die Senkung der Wärmeabgabe spielt die Drosselung der Hautdurchblutung eine wichtige Rolle. Sie erfolgt an den verschiedenen Körperregionen nicht im gleichen Ausmaß, sondern topographisch differenziert. Die Verminderung der Hautdurchblutung ist aber nicht nur vom Grad und der Art der Kältebelastung, sondern auch von der thermoregulatorischen Gesamtsituation des Organismus abhängig. Diese Zusammenhänge sollen im Rahmen der Thermoregulation beschrieben werden. Dabei soll die autonome Thermoregulation des Menschen in kalter Umgebung im Vordergrund stehen.

2. ÜBERSICHT ZUR THERMOREGULATION (nach Aschoff 1972 (5), Hensel 1973 (45), Bligh 1973 (10))

Der Übersichtlichkeit halber wird der Mensch erst einmal, Abschnitt 2.1., als physikalischer Körper betrachtet. Im zweiten Abschnitt 2.2. soll beschrieben werden, welche Möglichkeiten dem Menschen zur Verfügung stehen, sich verändernden Außentemperaturen anzupassen und welche Strukturen für die genaue Abstimmung der regulatorischen Maßnahmen nötig sind. Dabei wird ein Regelkreis im Sinne der Technik zum Vergleich herangezogen. Im dritten Abschnitt 2.3. muß näher auf den Regelmechanismus eingegangen werden. In 2.4.: funktionelle Unterschiede der Körperregionen im Rahmen der Temperaturregulation, und zuletzt im Abschnitt 2.5. wird auf die Effektivität der Kältegegenregulationen hingewiesen.

2.1. P h y s i k a l i s c h e A s p e k t e

2.1.1. Wärmebildung

Kennzeichnend für alle endothermen homoiothermen Lebewesen ist ihr im Verhältnis zu Kaltblütern sehr intensiver Stoffwechsel. Die dabei erzeugte Wärme ermöglicht es ihnen, ihre Körpertemperatur höher als die Außentemperatur zu halten. Die im Körper gelegenen Organe, Gehirn, Herz, Nieren und Splanchnikusgebiet, machen zusammen nur 8% der Körpermasse aus, sind aber mit 70% am Gesamtumsatz des ruhenden Organismus beteiligt (7). Bei Muskelarbeit produziert auch die Peripherie große Wärmemengen, so daß der Anteil des Körperkerns am Gesamtumsatz bei mittelschwerer Arbeit auf 25% zurückgeht.

2.1.2. Wärmeabgabe

Je nach den Außenbedingungen verliert der Körper Wärme an die Umgebung. Vom Körperinneren gelangt die Wärme rein konduktiv und konvektiv zur Haut (innerer Wärmestrom); der Wärmeabstrom von der Körperoberfläche erfolgt auf drei Wegen: durch Strahlung, Leitung und Konvektion (äußerer Wärmestrom).

Die Wärmeleitfähigkeit des Gewebes ist in hohem Maße vom Wassergehalt abhängig und besorgt den Wärmeaustausch auf kleinsten Strecken, während mit dem Blutstrom eine differenzierte Verteilung der Wärme über große Entfernungen im Bereich des ganzen Körpers möglich ist. Wärmeleitfähigkeit des Gewebes und dessen Wärmetransport mit dem Blut werden in der Wärmetransportzahl (3) zusammengefaßt.

Der Wärmeverlust durch Strahlung wird durch das Gesetz von STEPHAN-BOLZMANN beschrieben:

$Q_s = \sigma \cdot \epsilon \cdot F_s (T_h^4 - T_u^4)$, wobei σ die Strahlungskonstante, ϵ die Emissionszahl (schwarzer Körper = 1), F_s die strahlende Oberfläche und T_h bzw. T_u die absoluten Temperaturen der Haut und der Umgebung bedeuten. Im Bereich normaler Temperaturen sind die Strahlungswärmeverluste des Körpers der einfachen Temperaturdifferenz zwischen Haut und Umgebung nahezu proportional, d.h. der Wärmeabstrom von der Oberfläche durch Strahlung wird bei niedrigeren Außentemperaturen dadurch, daß die Oberflächentemperatur infolge des starken Hautdurchblutungsabfalls besonders schnell absinkt, relativ kleiner.

Durch die obersten Epidermischichten und die außen auf der Haut liegende Luftschicht hindurch gelangt die Wärme rein konduktiv in die weitere Umgebung, dort wird sie durch Konvektion dann dem Körper rasch entzogen. Mit steigender Windgeschwindigkeit wird die auf der Hautoberfläche ruhende Luftschicht dünner, der Anteil des konvektiven Wärmetransportes an der Wärmeabgabe also stark vergrößert. Diffusion (Perspiratio insensibilis) und Sekretion (glanduläre) von Flüssigkeit auf die Haut bewirken eine ständige Feuchte der Hautoberfläche. Wenn an der Oberfläche 1 g Wasser verdunstet,

werden

dem Körper 580 cal entzogen. Der entstandene Wasserdampf muß durch die ruhende Luftschicht hindurchdiffundieren, bevor er konvektiv abtransportiert werden kann. Die durch Verdunstung abgegebenen Wärmemengen verhalten sich wie die Dampfdruckgefälle zwischen Haut und Umgebung. Wahrscheinlich sind die Verdunstungswärmeverluste durch die Perspiratio insensibilis relativ unabhängig von den Schwankungen der Luftfeuchte, da die Wasserdurchgangszahl mit zunehmender Trockenheit der Luft kleiner wird (5).

Auch über die Atemwege verliert der Organismus Wärme, sowohl durch Wärmeleitung bzw. Konvektion als auch durch Verdunsten. Die Größen richten sich nach der Lufttemperatur (59).

Im mittleren Temperaturbereich, bei kleinen Windgeschwindigkeiten und 50% relativer Luftfeuchte verteilt sich die Wärmeabgabe auf die verschiedenen Komponenten folgendermaßen:

a) Haut: durch Verdunsten 20%, durch Leitung 25% und durch Strahlung 45%; b) Atemwege: durch Leitung 2%, durch Verdunsten 8%. Bei sehr tiefen Außentemperaturen können die Atemwege 30% der gesamten Wärmeverluste ausmachen (62).

Von der Wärmebildung im Inneren des Organismus und den inneren und äußeren Wärmeübergangsbedingungen sind die Hauttemperaturen abhängig, die auch wegen der geometrischen Gegebenheiten an den verschiedenen Hautpartien nicht gleich sein können. Die Akren haben auch bei gleicher Wärmezufuhr niedrigere Oberflächentemperaturen als der Stamm, sie sinken in kalter Umgebung sehr stark ab. Mit steigender Raumtemperatur steigen auch die Hauttemperaturen und gleichen sich aneinander an. Der steile Temperaturanstieg wird unterbrochen, wenn bei entsprechender Raumtemperatur die Schweißsekretion beginnt.

Für thermoregulatorische Überlegungen ist die Bestimmung der mittleren Hauttemperatur nützlich. Sie ergibt sich durch Messung der Temperaturen an verschiedenen Hautpartien, die mit unterschiedlichem Gewicht den Mittelwert bestimmen (5).

Nach der Lokalisation der an der Wärmebildung hauptsächlich beteiligten Organe im Schädel, der Brust- und Bauchhöhle, kann man den Körperkern von der Körperschale unterscheiden, der auch die Extremitäten angehören. Die Schale macht etwa die Hälfte des Körpergewichtes aus, ihre Temperatur kann stark absinken, je niedriger die Hauttemperatur ist. Neben dem radialen findet man in der Kälte auch ein ausgeprägtes axiales Temperaturgefälle an den Extremitäten (13). Dagegen herrscht in warmer Umgebung und bei Muskelarbeit überall bis dicht unter die Haut 37°C .

In die Körpermitteltemperatur gehen Haut- und Kerntemperatur mit verschiedenem Gewicht ein. Die Körpermitteltemperatur ist als thermoregulatorische Größe diskutiert worden (45/253).

2.2. Stellglieder und Strukturen zur Konstanthaltung der Kerntemperatur

2.2.1. Vergleich der Stellglieder und Strukturen mit den Einheiten eines Regelkreises

Die homoiothermen Lebewesen können ihre Innentemperatur nicht allein höher als die Außentemperatur einstellen, sondern sie auch in sehr engen Grenzen konstant halten. Die Voraussetzung dafür ist, daß Wärmeabgabe und Wärmebildung den Außenbedingungen gemäß variiert werden können. Zu diesem Zweck sind Strukturen vorhanden wie Thermorezeptoren, Regulationszentren sowie verschiedene Effektoren, die im Wesentlichen den Einheiten eines Regelkreises entsprechen und im Sinne einer negativen Rückkopplung miteinander verbunden sind.

Befindet sich der Organismus in einem Zustand thermischen Gleichgewichtes, so sind sowohl Änderungen der Außentempera-

tur, der Windgeschwindigkeit, der Luftfeuchte und der Wärmestrahlung als auch Veränderungen der Stoffwechsellaage (der Stoffwechsel wird bei Arbeit, nach Nahrungsaufnahme und in Streßsituationen erhöht), also der Wärmeproduktion, geeignet, dieses Gleichgewicht zu stören.

Die Effektoren, die der Veränderung von Wärmebildung und Wärmeabgabe dienen, entsprechen den Stellgliedern des Regelkreises. Der Organismus hat die Möglichkeit, zu diesem Zweck die Verhaltensweisen zu ändern oder aber durch autonome Vorgänge sein thermisches Gleichgewicht wiederzuerlangen.

2.2.2. Effektoren der Thermoregulation

2.2.2.1. Verhaltensweisen

Verhaltensweisen, die für den Energiehaushalt bedeutsam sein können, sind:

Freiwillige Bewegung - bei Muskelarbeit freigesetzte Wärme -,
Zusammenrollen bzw. Ausstrecken - Verkleinerung bzw. Vergrößerung der am Wärmeaustausch beteiligten Oberflächen -,
Kleidung - Änderung der Isolierung -,
Änderung des Aufenthaltsortes - Änderung der Außenbedingungen.

2.2.2.2. Autonome Vorgänge

Die autonomen Mechanismen der Wärmebildung und Wärmeabgabe sind entweder sofort wirksam oder stellen sich erst langsam im Rahmen der Akklimatisation ein.

Die meisten Mechanismen sind unabhängig von Anpassungsvorgängen an das Klima vorhanden, sie werden aber durch die Akklimatisierung in ihrer Effektivität modifiziert.

2.2.2.2.1. Akut veränderbare autonome Effektoren

2.2.2.2.1.1. Wirkung auf die Wärmeabgabe

2.2.2.2.1.1.1. Hautdurchblutung

Die Durchblutung der Peripherie dient weniger lokalnutritiven Bedürfnissen als vielmehr der Steuerung der Wärmeabgabe. Die Hautdurchblutung ist besonders an den Extremitäten in weiten Grenzen änderbar. Hierfür ist die Möglichkeit einer Vasokonstriktion der Arterien entscheidend sowie das Vorhandensein von arteriovenösen Anastomosen an den Akren. Die gute Wärmeleitfähigkeit des Gewebes ermöglicht einen vollständigen Wärmeaustausch nicht nur in den Kapillaren, sondern auch in den arteriovenösen Anastomosen. Die arteriovenösen Anastomosen ermöglichen eine hohe Hautdurchblutung und damit eine gesteigerte Wärmeabgabe. Sie stellen für die Wärme keinen Kurzschluß dar (29). Ein arteriovenöser Gegenstromwärmeaustausch wurde erstmals von BERNARD 1876 (zitiert nach 10) vermutet. Die Arterien werden in den tiefen Schichten stets von Venen begleitet. Bei niedrigen Außentemperaturen sind die oberflächlichen Venen konstringiert, das Blut kühlt sich in der Peripherie ab, durch Gegenstromwärmeaustausch nimmt das venöse Blut auf dem Weg zum Körperkern Wärme auf, das arterielle kommt bereits vorgekühlt an die Oberfläche (8;6;44).

In der Wärme wird das Blut über die oberflächlichen Venen zurückgeleitet. Dadurch wird die Wärmeabgabe wesentlich effektiver, da einerseits der Gegenstromwärmeaustausch verringert, andererseits der Wärmeaustausch an der Körperoberfläche verbessert wird (45/283,314). Die Änderbarkeit von Hautdurchblutung und Gegenstromwärmeaustausch ist die Ursache für die unterschiedliche Dicke der den Körperkern umgebenden Körperschale bei wechselnden Außenbedingungen. Die Änderbarkeit der Schalendicke heißt für den Organismus Änderbarkeit der Isolierkraft.

2.2.2.2.1.1.2. Schweißproduktion

Der Schweiß der ekkrinen cholinergischen Drüsen ist eine farblose Flüssigkeit mit etwa 0,2% festen Bestandteilen. Bei hohen Raumtemperaturen gewinnt die Wärmeabgabe durch Verdunstung von Schweißdrüsensekreten auf der Oberfläche zunehmend an Bedeutung. Bei normalen Versuchspersonen kann die Schweißproduktion kurzfristig bis zu 4 l/h erreichen. Mit steigender Wärmebelastung steigen die Schweißmengen am Rumpf stärker an als an allen anderen Oberflächen (49). Zunächst wächst die Zahl der tätigen Drüsen, dann die Sekretionsleistung der Einzeldrüse. Innerhalb eines Areals arbeiten die Drüsen alternierend (5/57). Wird der ganze Körper der Hitze ausgesetzt, so beginnt die Schweißsekretion an den unteren Extremitäten und greift dann mit einer gewissen Verspätung nach cranial auf die andern Regionen über. Besonders hohe Werte erreicht die Schweißsekretion am Kopf (45/305).

2.2.2.2.1.2. Wirkung auf die Wärmebildung

2.2.2.2.1.2.1. Kältezittern

Das Kältezittern ist beim Menschen die wesentliche Quelle der thermoregulatorisch gesteigerten Wärmebildung, Umsatzsteigerungen ohne Kältezittern sind minimal (39). Sichtbares Kältezittern setzt nach dem elektrisch registrierten ein (39). Die initialen Reaktionen sind häufig affektähnlich, das heißt, die Unterarmmuskulatur wird am stärksten aktiviert. Bei längerer Kühlung verlagert sich der Schwerpunkt des Zitterns auf die zentralen Muskeln des Oberschenkels, des Rückens und des Schultergürtels. Der Nutzeffekt des peripheren Zitterns liegt nahe bei 0%, der des zentralen Zitterns kann bis zu 100% betragen (28). Die Leitfähigkeit der Körperschale wächst mit der Zitterintensität (5). Durch Kältezittern kann die O_2 -Aufnahme bis auf das Fünffache des Ruhewertes ansteigen (39).

2.2.2.2.1.2.2. Chemische Thermogenese

Die Fähigkeit zur chemischen Thermogenese wurde durch BERNARD 1876 (zitiert nach 10) beschrieben und in vielen folgenden Studien bestätigt. Zitterfreie Thermogenese ist weitgehend auf kleine und neugeborene Säugetiere, der Mensch eingeschlossen, (12) beschränkt. Haupterzeuger der Wärme ist das braune Fettgewebe, das sich besonders zwischen den Schulterblättern, um den Zervikalkanal herum, im Thorax in Herznähe und entlang der Aorta bis zu den Nieren findet. JANSKY & HARD 1963 (Ratte), SLONIM 1965 und DAVIS 1965, 1967 (HUND) (zitiert nach 10) vertreten die Ansicht, daß auch das Muskelgewebe eine bedeutende Quelle der zitterfreien Thermogenese ist. JANSKY 1971 (zitiert nach 10) schätzt sogar den Anteil des Muskelgewebes an der Thermogenese auf 50% ein, den der Leber auf 25%, der Darm beteiligt sich mit 10%, das braune Fett mit nicht mehr als 10%.

2.2.2.2.1.2.3. Einfluß der Hormone auf den Stoffwechsel

Thyroxin: Das Thyroxin beeinflusst sowohl den Stoffwechsel als auch die Wärmeabgabe (5/6). Auch in mäßiger Kälte ist der Spiegel des thyreotropen Hormons schon nach 30 min erhöht (5/31) und erreicht nach 3 h einen Maximalwert.

Nebennieren: Nach Gabe von Noradrenalin steigt die chemische Thermogenese an (45/33,34,37,185). Die Empfindlichkeit gegenüber Noradrenalin hängt von der Körpergröße ab, vom Alter und vom Grad der Kaltakklimatisation. Obwohl Adrenalin und Noradrenalin bei lokaler Applikation eine nachhaltige Konstriktion der Hautgefäße erzeugen, hat die humorale Steuerung der Hautdurchblutung durch diese Stoffe praktisch keine Bedeutung (54).

Mensch, Hund und Ratte scheiden nach wenigen Minuten Aufenthalt in der Kälte vermehrt Hydroxycorticosteroide aus. Cortisolgaben erhöhen die Überlebenschance in der Wärme und in der Kälte bei weißen Mäusen.

2.2.2.2.2. Langfristig veränderbare autonome Effektoren

Bei chronischer Hitze- oder Kältebelastung ist der Körper in der Lage, sich noch besser an die Außenbedingungen anzupassen. Der Grad hängt von Länge, Stärke und Häufigkeit der Belastung ab.

2.2.2.2.2.1. Wärmeakklimatisation

Bei der Langzeitwärmebelastung setzt die Schweißsekretion beschleunigt und verstärkt ein und erreicht ihr Maximum, ohne daß die Kerntemperatur wesentlich ansteigt. Indem weniger profuse Schweißausbrüche auftreten, wird das Schwitzen effektiver. Die Topographie der Schweißsekretion ändert sich (45/134). Die gesamte Hautdurchblutung steigt beim Wärmeakklimatisierten nicht signifikant an (LADELL 64) (zitiert nach 10), jedoch werden die Extremitäten, auf die gleiche Kerntemperatur bezogen, stärker durchblutet. Es tritt keine größere Senkung des Basalstoffwechsels auf (45/59), die Kerntemperatur stellt sich auf die Dauer auf einen tieferen Wert ein.

2.2.2.2.2.2. Kälteakklimatisation

Bei chronischer Kältebelastung wird beim Menschen subcutan mehr Fett eingelagert und damit die Isolierkraft der Körperschale vergrößert (35). Haut- und Kerntemperatur steigen relativ gesehen an, die Extremitäten werden besser durchblutet, der Umsatz in der Kälte ist etwas gesteigert (63;45/59;5/70). Während der Kaltakklimatisation nimmt auch beim Menschen der Grad des Kältezitterns ab (DAVIS 1961), (zitiert nach 10), das Zittern wird zentralisiert (28), die Kältetoleranz nimmt zu.

2.2.3. Temperaturfühler

2.2.3.1. Periphere Thermorezeptoren

Es sind feine, nicht myelinisierte sensorische Nervenendigungen. Die Kaltrezeptoren liegen im stratum papillare (45/129), die Warmrezeptoren liegen wahrscheinlich tiefer. Die charakteristischen funktionellen Merkmale der Rezeptoren erhält man durch Ableitung der in den afferenten Nerven geleiteten Impulse. Die Impulsfrequenz richtet sich nach der am Rezeptor herrschenden Temperatur. Bei den meisten untersuchten Warmfasern liegt das Impulsmaximum bei etwa 36°C , oberhalb von 50°C und unterhalb von 25°C können fast keine Impulse abgeleitet werden. Bei den untersuchten Kaltfasern liegt das Maximum zwischen 35°C und 25°C . Die Thermorezeptoren reagieren auf konstante Temperaturen mit statischer Entladung, bei Temperaturänderung ist die Impulsfrequenz von der Änderungsgeschwindigkeit abhängig. Die dynamische Komponente der Warmrezeptoren besitzt einen positiven, die der Kaltrezeptoren einen negativen Temperaturkoeffizienten. Bei plötzlicher Erwärmung reagiert der Warmrezeptor mit einer überschießenden Entladung, bei rascher Kühlung mit einer vorübergehenden Hemmung. Der Kaltrezeptor ist mit einem entgegengesetzten Verhalten charakterisiert: Hemmung bei Erwärmung, überschießende Entladung bei plötzlicher Kühlung. Thermorezeptoren sind keine Energiewandler, sondern die Eingabe einer geringen Energiemenge bewirkt die Freigabe von endogener Energie zur Bildung von Nervenimpulsen. Die Kaltrezeptorendichte ist im Gesicht, besonders der Nasenregion und am Stamm am größten (7). An den Extremitäten ist die Anzahl pro Flächeneinheit nur etwa halb so groß wie an der Rumpfhaut. Ähnlich ist die Verteilung der Warmrezeptoren, jedoch ist die Dichte insgesamt etwa 10 mal geringer als die der Kaltrezeptoren.

2.2.3.2. Zentrale Thermorezeptoren

2.2.3.2.1. Thermorezeptoren des Hypothalamus

Thermosensible Strukturen liegen vor allem in der Area praeoptica, deren dichtes Kapillarnetz einen guten Wärmeaustausch ermöglicht (5/72). Lokale Erwärmung dieser Region führt zu Reaktionen, die sonst bei Überwärmung des Körpers auftreten (STRÖM 1950, FOLKOW et al. 1949) (zitiert nach 10), sowie zur Unterbrechung von Kältegegenregulationen des Organismus (HEMMINGWAY 1940) (zitiert nach 10). Kühlung der vorderen Hypothalamusregion hat die entgegengesetzten Folgen (45/104, 36, 11). Mit Hilfe von Mikroelektroden konnten thermosensitive Neurone in der Area praeoptica mit positiven oder negativen Temperaturkoeffizienten identifiziert werden (45/78).

2.2.3.2.2. Thermorezeptoren des Mittelhirnstammes

HARDY 1969 (45/109) beobachtete bei Kühlung des Mittelhirns eine Steigerung der Wärmebildung, die aber nicht so ausgeprägt war wie die bei Kühlung des vorderen Hypothalamus (45/47). Neurone der Formatio reticularis auf der Höhe des nucleus ruber und der pons antworten auf Kühlung als primäre Thermodetektoren (45/214).

2.2.3.2.3. Thermorezeptoren des Rückenmarks

Auch im Rückenmark oder in nächster Nähe davon wurden in den letzten Jahren thermosensible Strukturen gefunden (45/272), es konnten bei Erwärmung oder Kühlung thermoregulatorische Reaktionen sowie Änderungen der Verhaltensweisen, z.B. bei Tauben Sträuben des Gefieders und Stellungsänderungen, beobachtet werden (45/228). Die Befunde wurden durch den Nachweis einzelner warm- und kaltsensibler Neurone unterstützt (45/249, 250, 302, 303, 304). In ihrer Bedeutung treten die Thermorezeptoren im Rückenmark neben die des Hypothalamus (45/153).

2.2.3.2.4. Tiefe Rezeptoren außerhalb des ZNS

Für tiefe Thermorezeptoren außerhalb des ZNS gibt es wenig direkte Beweise. Möglicherweise gibt es solche in den grösseren Venen, denn es konnten Impulsfrequenzänderungen von Nerven abgeleitet werden, die warm- oder kaltdurchströmte isolierte, aber intakte Venen versorgten (45/191, 192, 193). Auch in der Wand des Intestinaltraktes sind wahrscheinlich Thermorezeptoren vorhanden, im Bereich des Magens und des Oesophagus und in der Muskulatur selbst werden Thermorezeptoren vermutet (45/230, 231, 233, 240, 241).

2.2.4. Regulationszentren

2.2.4.1. Hypothalamus

Auf der Suche nach thermoregulatorischen Regelzentren stieß man frühzeitig auf den Hypothalamus. Stimulation und Läsion dieses Hirnteils bewiesen, daß die Area praeoptica Sitz eines wichtigen Wärmegegenregulationszentrums ist, während der hintere Hypothalamus ein Kältegegenregulationszentrum enthält (MEYER 1913, STRÖM 1950, HEMMINGWAY et al. 1954, ANDERSON 1957, RANSON et INGRAM 1935, RANSON & MARGOUN 1939, STRASS & GLOBUS 1931, ALPERS 1936, GLOBUS & KUHLENBECK 1942, DAVISON & SELBY 1935) (zitiert nach 10). Bei der Aktivierung des einen Zentrums wird das andere gehemmt. Die endgültige Verarbeitung der afferenten Impulse von den thermosensiblen Strukturen wird aber dem hinteren Hypothalamus zugeschrieben (45/20). Dort werden nämlich Neurone gefunden, die auf thermische Reizung des vorderen Hypothalamus, des Rückenmarkes und der cutanen Rezeptoren ihre elektrische Aktivität verändern (45/218, 305).

2.2.4.2. Formatio reticularis

Ähnliche Konvergenzen wie im hinteren Hypothalamus wurden aber auch im vorderen Hypothalamus (45/100, 120-123, 299) und in der Formatio reticularis (45/120, 121, 122, 99, 100, 214) festgestellt.

2.2.4.3. Rückenmark

Untersuchungen an Spinaltieren und Paraplegikern zeigten, daß eine gewisse Integration der afferenten Impulse von den Thermorezeptoren schon auf Rückenmarksebene stattfindet (45/169, 170, 272, 248) und daß das Rückenmark die Strukturen zur Ausbildung des Kältezitterns enthält. Nach Rückenmarksdurchtrennung verschiebt sich allerdings die Zitterschwelle. Aus der Beobachtung, daß Paraplegiker, die sich in 60°C warmer Umgebung aufhalten, auch an der unteren Körperhälfte zu schwitzen vermögen (45/184), schloß man, daß das Schwitzen über einen spinalen Reflex - über Afferenzen der cutanen Warmrezeptoren - ausgelöst wird. Ebenso ist eine gewisse Regelung des peripheren Vasomotorentonus im Rückenmark möglich (WALTHER et al. 1971) (zitiert nach 10). Die Grundlagen der Thermoregulation sind also schon im Rückenmark verankert (WALTHER et al. 1971). Das könnte einer groben Restthermoregulation nach Zerstörung des vorderen Hypothalamus entsprechen.

2.3. Regelmechanismen

2.3.1. Der Sollwert

Als Sollwert wird diejenige kontrollierte Temperatur definiert, bei welcher keine Temperaturregulationen auftreten. Es wurden verschiedene Neuronenmodelle beschrieben. Der Sollwert könnte durch die Temperaturcharakteristik der

Warm- und Kaltrezeptorenaktivitäten allein bestimmt sein (BALZETT 1949, VENDRIK 1959) (zitiert nach 10), und es könnten weitere temperaturunempfindliche Neurone auf die Fortleitung der Impulse hemmend einwirken, wodurch Sollwertverstellungen und eine Indifferenzzone erklärt werden könnte (HAMMEL et al. 1963, 1965, WYNDHAM & ATKINS 1968) (zitiert nach 10).

Die normalen periodischen Schwankungen der Körpertemperatur müssen als Abbild der natürlichen Sollwertverstellungen gewertet werden. Die Amplitude der täglichen Schwankungen beträgt $1,0 - 1,5^{\circ}\text{C}$ beim Menschen (45/5,60). Der Menstruationszyklus verursacht eine Sollwertverstellung mit einer etwa 28tätigen Periodik als Folge der erhöhten Progesteronsekretion in der zweiten Zyklushälfte. Der Sollwert sinkt im Schlaf. Bei Arbeit liegt wahrscheinlich keine Sollwertverstellung nach oben vor. Die erhöhte Körpertemperatur verursacht eine stärkere Abweichung der Kerntemperatur vom Sollwert und scheint zur Freisetzung der entstandenen Wärme über eine intensive Aktivierung der Wärmegegenregulationszentren nötig zu sein (45/104,163,19). Im Gegenteil, aus der sofort nach Arbeitsbeginn einsetzenden Schweißsekretion schloß man auf eine initiale Sollwertverstellung nach unten (45/67,212,213,239,240). Eine Sollwertverstellung durch Fieber und Pyrogene wird angenommen.

2.3.2. Verbindung der Thermorezeptoren mit den Regulationszentren

Die Signale der Thermorezeptoren gelangen über afferente Nervenbahnen zu den Regulationszentren. Die Verarbeitung der Impulse wird dem hinteren Hypothalamus zugeschrieben.

2.3.3. Zentrale Verrechnung der afferenten Impulse

Verfolgt man die elektrischen Aktivitäten eines Thermorezeptors nach zentral bis in den Cortex, so ist auffällig, daß dabei die charakteristische Differentialkomponente in den zentralen Neuronen verloren geht (38). Die überschießende

Entladung bei raschen Temperaturänderungen könnte einen "Ein-Aus Schalter" betätigen. Messungen von WYNDHAM 1965 (5/113) der Wärmedurchgangszahl und Schweißsekretionsrate bei steigender Haut- und Kerntemperatur zeigen, daß die Empfindlichkeit nervöser Schaltstellen für den peripheren Reiz mit wachsender Kerntemperatur größer wird. Ähnliches gilt in der Kälte. Bei konstanter Kerntemperatur steigt mit fallender Hauttemperatur der Umsatz linear an, bei gleichzeitig sinkender Kerntemperatur nimmt die Steigung dieser Geraden zu (5/36,45,24; 45/41,42,150,36,12,144). Das läßt vermuten, daß die Afferenzen der oberflächlichen und tiefen thermosensiblen Strukturen multiplikativ miteinander verrechnet werden. Bei der graphischen Darstellung der Schwellen (Zitter- oder Schwitzschwelle) in Abhängigkeit von Kern- und Hauttemperatur ergibt sich eine Hyperbel. Die Asymptoten werden dadurch veranschaulicht, daß bei bestimmten Haut- oder Kerntemperaturen ein Zittern oder Schwitzen überhaupt nicht mehr ausgelöst werden kann. Nicht nur zwischen Haut und Hypothalamustemperatur, sondern auch zwischen letzterer und Rückenmarkstemperatur ist eine multiplikative Verstärkung der Kalt- bzw. Warmgegenregulation wahrscheinlich (45/151,152,154,155,146).

2.3.4. Bedeutung der verschiedenen Afferenzen für die Thermoregulation

Kälteaktivierte Thermorezeptoren der Haut lösen Kältegegenregulationen aus und unterhalten sie. Diese Reaktionen werden durch wärmeaktivierte Strukturen des vorderen Hypothalamus gehemmt. Kühlung des vorderen Hypothalamus bewirkt eine unvergleichlich stärkere Steigerung des Metabolismus, wenn die Hauttemperaturen unter der thermisch neutralen Zone liegen (45/36). Lokale Erwärmung des vorderen Hypothalamus unterdrückt Stoffwechselsteigerungen, die durch äußere Kühlung hervorgerufen wurden. Durch Ausschaltungsversuche kann der hemmende Effekt der hypothalamischen Wärmerezeptoren demonstriert werden (45/4). Eine ähnliche Funktion sollen die

wärmeaktivierten Spinalneurone haben (45/37,99). Umgekehrt werden Wärmegegenregulationsprozesse durch Erwärmung des vorderen Hypothalamus ausgelöst und durch Kühlung der peripheren Rezeptoren gehemmt. Trotz dieser Hauptrollen von vorderem Hypothalamus und Peripherie haben sowohl die kältesensiblen Strukturen (45/211), als auch die peripheren Warmrezeptoren (45/57,184,308) einen entscheidenden Einfluß auf die Thermoregulation.

2.3.5. Die geregelte Temperatur

Die verschiedenen Körpertemperaturen beeinflussen mit unterschiedlichem Gewicht die Kälte- und Wärmegegenregulation. In der Praxis taucht die Frage nach der geregelten Temperatur auf, d.h. die Frage: Welche lokale Körpertemperatur ist am engsten mit den thermoregulatorischen Prozessen korreliert? In der Medizin ist die Messung der Rektaltemperatur sehr verbreitet, sie gibt aber Änderungen der Kerntemperatur sehr stark verzögert wieder. Die Temperatur des das Herz verlassenden Blutes entspricht der mittleren Temperatur des venösen Blutes aus den tiefen und peripheren Geweben, und ändert sich sofort mit Änderungen im Gleichgewicht von Wärmeabgabe und Wärmebildung. Weniger träge als die Rektaltemperatur reagiert auch die Temperatur des Trommelfells. Die Auffassung, die lokale Hypothalamustemperatur sei die geregelte Körpertemperatur, ist in letzter Zeit stark angezweifelt worden, da die Hypothalamustemperatur auch unter normalen Außenbedingungen um 1°C schwankt (45/104). Vielmehr ist die kontrollierte Körpertemperatur eine Funktion zahlreicher lokaler Temperaturen (45/26,29,32,195,255), deren verschiedenste Kombinationen möglich sind, ohne daß eine Abweichung der kontrollierten Temperatur vom Sollwert zu bestehen braucht.

2.3.6. Regelbereiche

Der Stärke und Richtung entsprechend antwortet der Organismus in unterschiedlicher Weise auf Abweichungen der kontrollierten Temperatur vom Sollwert. Bei einer Umgebungstemperatur von etwa 29°C liegt für den unbedeckten Menschen die Behaglichkeitstemperatur; er befindet sich in der thermoneutralen Zone, in welcher das thermische Gleichgewicht fast ausschließlich durch trockene vasomotorische Regelung beibehalten werden kann. Die untere Grenze dieses Temperaturbereiches liegt bei 26-16°C und richtet sich nach der Isolation der Schale. Unterhalb dieser kritischen Temperatur kommt das Kältezittern und die zitterfreie Thermogenese bei minimaler Hautdurchblutung in Gang (5). Oberhalb von 30°C liegt die Schwitzgrenze. Je nach Außentemperatur müssen auch die inneren Wärmetransportbedingungen verbessert werden. Die Schwellenwerte für Vaskonstriktion, Kältezittern, zitterfreie Thermogenese, sowie für Vasodilation und Schwitzen fallen also durchaus nicht zusammen. Trotz der engen Verflechtung der verschiedenen Afferenzen und Efferenzen sind die Effektoren doch noch relativ unabhängig voneinander aktivierbar. So ist es beispielsweise möglich, beim Hund unter bestimmten Versuchsbedingungen gleichzeitig Hecheln und Kältezittern auszulösen (45/42).

2.3.7. Effektorenkontrolle

2.3.7.1. Zentral gesteuerte Prozesse

2.3.7.1.1. Vasomotorik

Der periphere Vasomotorentonus wird zentral von den Thermoregulationszentren gesteuert, aber auch von den peripheren Afferenzen (mittlere Hauttemperatur) beeinflusst (UPRUS et al. 1936, HEMMINGWAY & LILEY 1950) (zitiert nach 10); (45/21), z. B. bewirkt ein Kältereiz am einen Bein eine gleichzeitige Vaskonstriktion am andern Bein. Einige Steuerungsmechanismen sind auf der Rückenmarksebene festgelegt (WALTHER et al. 1971) (zitiert nach 10).

Die Hautdurchblutung ändert sich mit der ständig schwankenden Frequenz der in den noradrenergen, sympathischen Nervenfasern geleiteten Impulse. Amplitude, Frequenz und Dauer der vasodilatatorischen Perioden dieser spontanen Schwankungen sind abhängig von der thermoregulatorischen Ausgangssituation und den thermischen Reizen (BURTON & TAYLOR 1940) (zitiert nach 10). Drei in ihrer Funktion unterschiedliche Körperregionen können unterschieden werden: Die Extremitäten (Hand, Fuß, Ohr, Lippe, Nase), der Körperstamm und proximale Gliedmaßen, der Kopf mit dem Gesicht.

Die Hautgefäße der Extremitäten werden ausschließlich von noradrenergen, sympathischen Nervenfasern versorgt. Die Intensität ihres vasokonstriktorischen Tonus bestimmt die Gefäßweite, d.h. Vasokonstriktion oder Dilatation (45/247). Die Durchblutung ist in sehr weiten Grenzen änderbar. Die Regelung der Extremitätendurchblutung ist der Blutdruckregelung untergeordnet (53). Ableitung elektrischer Aktivitäten von Nervenfasern der Ohr- und Eingeweidegefäße zeigen bei Kühlung oder Erwärmung des Hypothalamus umgekehrte Verhältnisse: wenn die Impulsfrequenz der Hautgefäßnerven ansteigt, sinkt die der Eingeweidenerven ab. Dieser Mechanismus dient den thermoregulatorischen Bedürfnissen des Organismus.

Die Vasodilatation des Stammes und der proximalen Gliedmaßen beruht auf einer aktiven Vasodilatation durch Freisetzung von Bradykinin während der Schweißsekretion. Die Schweißdrüsen werden von cholinergen Nervenfasern versorgt. Die vasokonstriktorische Innervation ist vergleichsweise gering (25; 34; 60).

Die oberflächlichen Venen nehmen an der vasokonstriktorischen Reaktion der Hautgefäße teil, darauf beruht die Effektivität des Gegenstromwärmeaustausches. Die venomotorische Reaktion wird durch adrenerge Nerven vermittelt.

Die Hautdurchblutung des Kopfes wird nur geringfügig von vasomotorischen Nerven beeinflusst. Wohl aber ist eine

Vasodilatation in Verbindung mit Schwitzen bei Hitze möglich.

2.3.7.1.2. Regelung des Kältezitterns

Die Rhythmik des Zitterns hängt von einem Schwingungsmuster der α Motoneuronenentladungen ab, das auf spinalem Niveau erzeugt wird (STUART et al. 1966 a, b und c) (zitiert nach 10). Allein eine Abkühlung des Spinalmarkes innerhalb der physiologischen Grenzen führt zu einer gesteigerten Erregbarkeit der Motoneurone (45/168,223,224). Das Kältezittern wird durch die Erregung der Kälterezeptoren der Haut, des vorderen Hypothalamus und des Rückenmarkes ausgelöst. Zitterschwelle und Intensität wird durch die cutanen Afferenzen der Thermorezeptoren und besonders von den Zitterzentren beeinflusst, die im hinteren Hypothalamus lokalisiert wurden(39) und über absteigende Bahnen die Motoneurone des Rückenmarkes erreichen.

2.3.7.2. Periphere Prozesse

2.3.7.2.1. Blutgefäße

Auch die Gefäße denervierter Körperregionen reagieren noch auf thermische Reize. Als Erklärung dafür wurden auch direkte Wirkungen der Temperatur auf die Blutgefäße durch Bildung vasoaktiver Substanzen wie Bradykinin (45/95) und lokale Reflexe (45/158) in Betracht gezogen.

Die Empfindlichkeit der isolierten Arterienwand gegenüber Katecholaminen wird durch lokale Temperaturen verändert (45/158): unter 10°C ist keine Wirkung mehr festzustellen. Zwischen 41 und 30°C steigt der konstriktorische Effekt von Noradrenalin bei fallender Temperatur auf das Fünffache. Fällt die Temperatur weiter, bis auf 15°C , so sinkt auch die Empfindlichkeit gegen Noradrenalin wieder ab. Auch beim lebenden Hund konnte bei 17°C keine maximale Konstriktion der Hautvenen mehr beobachtet werden (45/292).

Direkte Wirkung der Kälte gilt auch als eine Erklärung für die Kälte-dilatation (LEWIS-Reaktion, hunting Phänomen). Wenn die Hand in Eiswasser getaucht wird, treten periodische Vaso-dilatationen im Wechsel mit maximaler Konstriktion auf. Durch die erheblich gesteigerte Durchblutung während der Dilatation erwärmt, werden die Gefäße wieder sensibel gegenüber der konstriktorischen Innervation, die Hautdurchblutung sinkt wieder ab. Die sogenannte Kältelähmung ist aber nicht die einzige Erklärung für die Lewis'sche Reaktion. Viele Befunde sprechen auch für eine nervale Kontrolle und für eine Beteiligung von vasoaktiven Substanzen, die durch die Kälte freigesetzt werden (30).

Lokale Erwärmung führt zur Erweiterung der Hautgefäße. Die Reaktionen werden über Axonreflexe und durch myogene Ausbreitung innerhalb des Gefäßsystems auch auf Nachbarbezirke hin ausgedehnt (30).

Stoffwechselprodukte bewirken eine Durchblutungssteigerung, ebenso beeinflusst eine Veränderung des transmuralen Druckes den Blutfluß.

2.3.7.2.2. Schweißsekretion

Die Menge des Schweißdrüsensekretes einer bestimmten Hautregion wird durch lokale Temperatureinflüsse erheblich verändert (45/40,82). Lokale Erwärmung einer bestimmten Hautregion steigert die Sekretionsrate der betroffenen Schweißdrüsen in hohem Maße.

2.3.8. Funktionen der Hauttemperatur

Die Hauttemperatur hat zweierlei Aufgaben: sie gibt den entsprechenden Temperatureiz an die Rezeptoren weiter. Da sie schon Informationen über etwaige äußere Störfaktoren den Zentren vermitteln, ohne daß der Körperkern von den Temperaturänderungen betroffen zu sein braucht, dienen die Thermorezeptoren einer effektvollen Vorwärtsregelung, außerdem der

Präzision der Regelung und der Dämpfung von Schwingungen. Andererseits wirkt die Hauttemperatur direkt auf die Gefäße ein und vermittelt damit eine gewisse Selbsttemperaturregelung der Peripherie und unterstützt die gesamte Temperaturregulation des Organismus.

2.4. Funktionelle Unterschiede der Körperregionen

Während die Extremitätenakren mit ihrer starken konstriktorischen Innervation die entscheidenden Effektoren der nicht-evaporativen Wärmeabgabe sind, bestimmt der Körperstamm mit seiner ausgeprägten Fähigkeit zur Schweißsekretion die feuchte Wärmeabgabe.

Die Extremitäten müssen ihre Temperaturen in weiten Grenzen ändern können. Abwehrmaßnahmen gegen diese Temperaturänderungen sollen nicht zu früh in Gang kommen und nicht durch die Gegenregulation noch potenziert werden. Die Thermorezeptoren sind deswegen hier spärlich angeordnet. An den kernnahen Hautpartien des Gesichtes und des Rumpfes liegen die Rezeptoren am dichtesten.

2.5. Die Wirksamkeit der Kältegegenregulation

Die Kälteverträglichkeitsgrenze richtet sich nach der Isolation der Schale und dem Ausmaß der Stoffwechselsteigerung. 400% Umsatzsteigerung kann über 2 Stunden aufrechterhalten werden. Bei einer Lufttemperatur von -1°C kann der nackte Mensch in Ruhe seine Kerntemperatur mindestens über 1-2 Stunden lang konstant halten (44).

Speziell für die Hautdurchblutung an den verschiedenen Körperregionen wurden bei Indifferenz bzw. bei Kälte folgende Werte gemessen (in ml/min x 100 ml Gewebe):

<u>Hand:</u>	Indifferenz:	3-15,	
	0-15°C:	1	(61;56;54;30;24)
<u>Fuß:</u>	Indifferenz:	bis 10,	
	20°C:	1-2	(18;17;2)
<u>Unterarm:</u>	Indifferenz:	1,45-10,	
	0-20°C:	1-5	(11;23;19;21;57;58)
<u>Bein:</u>	Indifferenz:	4-5,	
	19-22°C:	7	(57;58)
<u>Bauch:</u>	19-22°C:	4-5	(57)
<u>Stirn:</u>	19-25°C:	28,4-30	(48;57;20)
<u>Wange:</u>	19-22°C:	19	(57)

3. AUFGABE DER VORLIEGENDEN ARBEIT

Zur Messung der Hautdurchblutung haben sich die Venenverschlusplethysmographie, die Bestimmung der Wärmetransportzahl und die Messung der Isotopenclearance durchgesetzt.

In den folgenden Versuchen wurde die Hautdurchblutung durch Messung der Wärmetransportzahl bestimmt.

Zur Messung der Wärmetransportzahl an Oberflächen entwickelte als erster BURTON 1940 (14) einen Hautmeßkopf; wesentlich verbessert und für die Praxis gut anwendbar gemacht wurde diese Methode von HENSEL 1956 (40), 1959 (41). Eine Übersicht über die Handhabung der Methode findet sich bei GOLENHOFEN et al. 1963 (31).

Ein neues Wärmeleitband wurde von GOLENHOFEN und HERMESMEIER 1970 (33) entwickelt, das auch für die Messung der Wärmeleitzahl an den zentralen Hautpartien vorgeschlagen wird. Wie aus der obigen Tabelle der Durchblutungswerte ersichtlich ist, sind die Kenntnisse über die Hautdurchblutung des Körperstamms besonders lückenhaft.

Ziel der Arbeit ist es, die Anwendbarkeit der neuen Wärmeleitbänder bei Messungen in der Kälte zu prüfen und mit Hilfe dieser Methodik das Bild über die topographischen Verhältnisse der Hautdurchblutung bei Kälte zu vervollständigen.

4. METHODIK

4.1. M e ß p r i n z i p

Strömt von einem Körper konstanter Wärmebildung (elektrische Energiezufuhr) Wärme in ein homogenes Medium, so ist im stationären Zustand die pro Zeit abgegebene Wärmemenge gleich der gebildeten.

$$k_1 \cdot R \cdot I^2 = k_2 \cdot \vartheta \cdot \lambda \quad , \quad (1)$$

nach Zusammenfassen der Konstanten und Berücksichtigung des unvermeidbaren Wärmekurzschlusses:

$$\lambda = \frac{K \cdot I^2}{\vartheta} - a \quad (\text{HENSEL 1962}) \quad (42) \quad (2)$$

Dabei ist λ die Wärmetransportzahl, ϑ die Übertemperatur am Ort der Wärmebildung, und a der durch den Wärmekurzschluß bedingte λ -Fehler.

Für die Festlegung der Eichgeraden eines Wärmeleitelementes sind zwei Punkte erforderlich. Dazu werden I^2 und λ in zwei verschiedenen Medien bekannter Wärmeleitfähigkeit bestimmt. Aus der Steilheit der Geraden ergibt sich die Konstante K , aus dem Schnittpunkt mit der y -Achse a .

Eine quantitative Eichung zwischen Wärmeleitfähigkeit und Durchblutungsgröße ist unter bestimmten Bedingungen möglich. Trägt man die Wärmeleitfähigkeit λ als Funktion der Durchblutung in einem Koordinatensystem auf, so erhält man eine Gerade, wobei eine λ Einheit = $\frac{10^{-4} \cdot \text{cal}}{\text{sec} \cdot \text{cm} \cdot ^\circ\text{C}}$ etwa 16 ml Blut/min $\cdot$ 100 ml Hautgewebe entspricht. Zu diesen Ergebnissen kamen BURTON & EDHOLM (1955) und HENSEL & BENDER (1956), die die Fingerdurchblutung plethysmographisch und die Wärmeleitfähigkeit mit Hilfe von Wärmeleitelementen gleichzeitig bestimmten. Die relativ unterschiedliche Größe der Wärmeleitfähigkeit bei nicht-durchblutetem Finger bei verschiedenen Versuchspersonen macht jedoch eine absolute Eichung schwierig, und verbietet Rückschlüsse von der Wärmeleitfähigkeit auf die Fingerdurchblutung

in ml bei einem einzelnen Individuum, wenn nicht auch am nichtdurchbluteten Finger gemessen worden ist.

Eine lineare Funktion zwischen Wärmetransportzahl und Durchblutung ist nur dann zu erwarten, wenn die Durchblutungszunahme auf einer der Durchblutung proportionalen Neueröffnung von Gefäßen beruht, sonst würde sich eine Wurzelfunktion ergeben (GOLENHOFEN et al. 1963) (31).

Gegenüber andern thermischen Verfahren bietet die angewendete Wärmeleitmessung große Vorteile. Körper-, Haut- und Raumtemperatur beeinflussen das Meßergebnis nicht, es hängt nur von lokalen Vorgängen in der Haut ab und wird von den Wärmeübergangsbedingungen außerhalb der Meßstelle nicht beeinträchtigt (Geometrie des Körperteils, Vorkühlung des arteriellen Blutes, Wärmeproduktion im Gewebe, Durchblutung benachbarter Gewebeabschnitte). Die kleine Wärmekapazität des begrenzten Gewebesgebietes bedingt eine relativ hohe Anzeigegeschwindigkeit. Die Wärmeleitmessung ist im Gegensatz zur Venenverschlusplethysmographie an allen Hautregionen anwendbar, sie erfordert gegenüber der Isotopenclearance keine unphysiologischen Eingriffe.

4.2. Die Meßapparaturen

4.2.1. Die Wärmeleitelemente

Zur Messung wurde vorwiegend das neue 6-fach Wärmeleitband (Typ T6) verwendet, daneben aber auch das Standard-Zweiplattenelement (Typ P1), sowie ein zweifach-Wärmeleitband (Typ T2).

Zweifachplattenelement, Typ P1

Das Zweiplattenelement P1 enthält in einer Plexiglasplatte von 13 mm Durchmesser zwei Goldplättchen von 4 mm Durchmesser bei einem Mittelpunktsabstand von 6 mm (41;31). Für unsere Untersuchungen wurden beide Goldklötzchen mit Heizwicklungen

versehen, so daß eine alternative Aufheizung möglich ist (Zeichnung bei HERMESMEIER 1971 (33)). Mit Hilfe von Thermo-elementen wird die Temperaturdifferenz zwischen den Goldklötzchen fortlaufend registriert.

Wärmeleitband, Typ T

Beim Wärmeleitband enthält jeder Meßkopf (10 mm Durchmesser) nur ein Goldklötzchen. Mehrere Meßköpfe werden hintereinander geschaltet, wobei immer ein geheizter und ein ungeheizter abwechseln. Auf diese Weise kann die Mitheizung des ungeheizten Goldklötzchens auf ein Minimum reduziert werden (30). Die Goldklötzchen haben 4 mm Durchmesser, wie beim Element P1.

Der Standardtyp der Wärmeleitbänder ist das Element T6, bei dem 6 Meßköpfe hintereinandergeschaltet sind. Für Meßorte, bei denen die Anlage eines Sechser-Bandes nicht möglich ist, wurde ein Band mit nur 2 Meßköpfen gebaut (Typ T2). Auch die Wärmeleitbänder sind alternativ heizbar. Beim Element T6 sind die Heizwicklungen der Meßköpfe 1,3 und 5 sowie 2,4 und 6 hintereinandergeschaltet, so daß die beiden Dreierpaare alternativ aufgeheizt werden können. Meßgröße ist dabei die mittlere Temperaturdifferenz der Dreierpaare (genaue Beschreibung bei HERMESMEIER 1971 (33)). Zur Fixierung der Meßköpfe am Menschen kann ein Gummiband durch einen auf der Rückseite der Meßköpfe befestigten Bügel hindurchgezogen werden. Der Abstand der Meßköpfe ist variabel, in diesen Versuchsreihen wurde ein Abstand von 25 mm gewählt.

Vorteile der alternativen Heizung

Bei alternativer Heizung kann unter bestimmten Voraussetzungen auf die Bestimmung der Gradienten verzichtet werden, da sich diese bei Mittelung wegheben.

$$\frac{\vartheta_{HA} + \vartheta_{HB}}{2} = \frac{\vartheta_A + \vartheta_B}{2} = \vartheta_M \quad (\text{siehe Abb. 2})$$

Bei schnellen Gradientänderungen ist dieses Verfahren allerdings nicht mehr berechtigt, was gerade bei Kältebelastung zu beachten ist.

Vorteile der Bandlelemente

Mißt man mit den Bandlelementen bei einem Abstand der Meßköpfe von 25 mm, so kann ein durch die Mitheizung des Vergleichsmeßkopfes verursachter Meßfehler bei vorhandenen Durchblutungsinhomogenitäten vernachlässigt werden (33).

Mit den Bandlelementen vom Typ T6 hat man die Vorteile der alternativen Heizung und der Eliminierung des Mitheizungsfehlers, man erreicht aber noch zusätzlich durch die größere Anzahl von Meßköpfen eine gewisse statistische Kompensation des Gradienten, was sich im Vergleich mit dem T2-Element bei Messungen am Menschen durchaus bemerkbar macht.

4.2.2. Der Fluvograph

Die Heizung der Wärmeleitelemente und die Registrierung der Meßergebnisse erfolgte mit dem Fluvographen der Firma Hartmann & Braun A.G. Frankfurt/Main (genaue Beschreibung bei GOLENHOFEN et al. 1963 (31)). Er besteht aus dem Stromversorgungsgerät, der Registriereinrichtung und einem Verstärkerteil.

Die Stromversorgungseinheit liefert den Heizstrom zum Erwärmen der Kontaktplatten, außerdem eine steuerbare Gleichspannung zur Kompensation der Thermospannungen im Meßkreis. Es ist möglich, Grundspannungen zu kompensieren und die volle Registrierbreite zur Messung durchblutungsbedingter Temperaturänderungen mit hoher Empfindlichkeit auszunutzen.

Die Registriereinheit des Fluvographen ermöglicht eine kontinuierliche lineare Schreibung der bestehenden Temperaturdifferenz mit einer maximalen Empfindlichkeit von $50 \mu\text{V}/10,0 \text{ cm}$. Die Empfindlichkeit der Registrierung kann in 5 Stufen abwärts geregelt werden. Die Anzeigeskala ist in $^{\circ}\text{C}$ geeicht, und bei einer Empfindlichkeit von "100" entspricht eine Temperaturdifferenz von $0,1^{\circ}\text{C}$ einem Zeigerausschlag von 12,5 mm. Der Papiervorschub beträgt 1 cm/min.

Stellungen des Hauptschalters

Vorkompensation: Das Meßsystem der Wärmeleitelemente ist kurzgeschlossen, mit Hilfe des Kompensationssystems kann der Schreiber auf die gewünschte Ausgangslage gebracht werden.

Null: Es wird die Temperaturdifferenz gemessen, die ohne Heizung zwischen den Goldklötzchen vorhanden ist. Diese Schaltung dient der Kontrolle der Gradienten.

Heizung: Arbeitsstellung bei geheiztem Element zur Einstellung der Heizstromstärke. Ein Umschalter mit den Stellungen A und B ermöglicht die alternative Heizung und zugleich eine Umpolung des Meßsystems im Wärmeleitelement.

Kompensation: wie 3), aber Meßinstrument im Kompensationsstromkreis zur Einstellung der Kompensation.

4.2.3. Weitere Meßgeräte

Die Rektaltemperatur wurde mit einem Thermoelement bestimmt. Die Vergleichslötstelle befand sich in einer Thermosflasche, die Temperaturdifferenz wurde mit einem hochempfindlichen Spannungsmesser gemessen.

Die Hauttemperaturen wurden ebenfalls thermoelektrisch bestimmt.

4.3. Durchführung der Versuche

Eine Klimakammer stand für die Messungen zur Verfügung. Sie benötigte zur Abkühlung von 29°C auf 10°C etwa 110 min. Das Ventilatorsystem verursachte eine konstante Luftbewegung. Die Meßapparaturen standen außerhalb der Klimakammer.

Als Versuchspersonen dienten 29 gesunde Studenten und Studentinnen im Alter von 18-25 Jahren. Leider war es aus apparativen Gründen nicht möglich, an allen gewünschten Hautarealen gleichzeitig zu messen, so daß die Versuchspersonen zu einer 2. Sitzung erscheinen mußten. Vielen war aber ein

zweiter Versuchstag nicht möglich. Die Zahl der Meßwerte an den einzelnen Körperpartien ist also unterschiedlich, die Werte stammen zum Teil von verschiedenen Versuchspersonen, die Meßwerte von einem Hautareal bei 29 und 10°C gehen aber immer auf den gleichen Versuch zurück.

Die Versuchspersonen wurden auf einer bequemen Liege auf den Rücken gelagert, das Rektalelement wurde etwa 7 cm tief in das Rektum eingeführt, wenn notwendig eine Blutdruckmanschette an Oberarm oder Oberschenkel angelegt, und Arme, Kniekehlen sowie die Ferse wurden unterpolstert. Wegen der langen Dauer der Versuche wurde darauf geachtet, daß die Versuchsperson das subjektive Empfinden einer entspannten Lagerung hatte, da ohnehin schon wegen der Kälte unwillkürliche Bewegungen nicht zu vermeiden waren.

In Abb. 1 sind die Meßorte genau eingetragen. Insgesamt wurde an 7 Körperregionen gemessen.

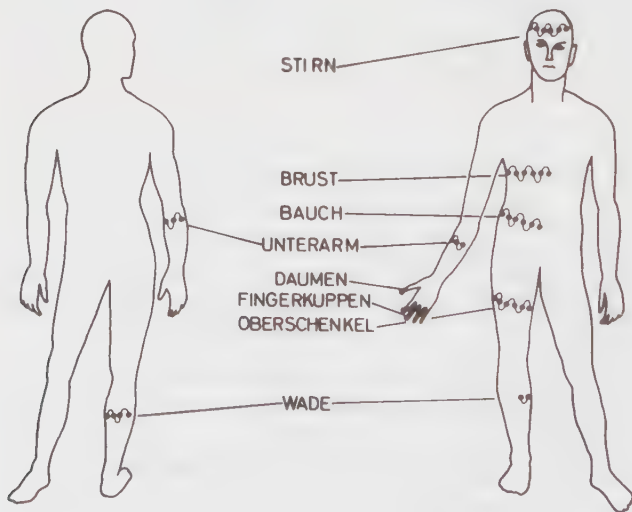


Abb.1: Lage der Wärmeleitelemente zur Messung der Hautdurchblutung

Jeweils an 4 der Meßstellen Stirn, Brust, Bauch, Unterarm, Finger, Oberschenkel und Wade wurde gleichzeitig registriert. Falls notwendig, wurde an den betroffenen Hautregionen die Behaarung entfernt. P1- und T2-Element wurden mit Heftpflasterstreifen straff am Daumen bzw. am 2. und 3. Finger fixiert, die T6-Bandelemente mit Hilfe eines weichen Gummibandes zusätzlich mit Leukoplast an der Haut befestigt. Der Mittelpunktabstand der Meßköpfe betrug 25 mm. Ein Auflagedruck von 20 Pont, an der Stirn zwischen 10 und 20 Pont, hat sich bewährt (GOLENHOFEN et.al. 1963 (31)) und wurde mit Hilfe einer Federwaage eingestellt. Vermieden wurde eine Verkantung der Meßköpfe und eine Auflage auf sichtbare Gefäße. Das war bei der relativ großen Beweglichkeit der Bandelemente gut zu erreichen. Die Meßbänder wurden seitlich an den Schleifen, die von den Verbindungsleitungen zwischen den Meßköpfen gebildet wurden, vorsichtig mit Heftpflaster gegen ein nachträgliches Verrutschen gesichert, nachdem die Elementlage durch Feststellung des Gradientenabgriffes, an den drosselbaren Stellen vor und während der Drosselung ohne Heizung geprüft worden war (nach GOLENHOFEN et al. 1963 (31)). Die Drosselungen an den Extremitäten wurden mit Hilfe eines Luftdruckspeichers mit Blutdruckmanschetten verschiedener Breiten für Arm und Bein vorgenommen. Die Drosseldrucke betrugen für den Arm 180, für den Oberschenkel 250 mm Hg. Betrug der Gradient jedoch mehr als $0,2 - 0,3^{\circ}\text{C}$, so wurde die Elementlage korrigiert. Das war notwendig, da in solchen Fällen mit sehr starken Gradientenverschiebungen während der Messungen gerechnet werden mußte, und die Meßergebnisse auf den Kurven praktisch nicht mehr abzulesen waren.

Die Versuchsvorbereitungen nahmen im Normalfall 1 1/2 Stunden in Anspruch, die Versuchspersonen hatten also genügend Zeit, sich bei Badebekleidung an eine Raumtemperatur von 29°C zu adaptieren.

Für die Messungen wurde die Registriereinrichtung des Fluvo-graphen so eingestellt, daß $0,1^{\circ}\text{C}$ 12,5 cm ($E = 100$) entsprachen. Am Kompensationsknopf wurde bei Stellung Vorkompensation des Mehrbereichsschalters ein Bezugswert von $0,4^{\circ}\text{C}$ auf

der Registriereinrichtung eingestellt, die Gradienten bei Stellung "Null" des Mehrbereichsschalters zur Feststellung der Bezugslinie (siehe Abb. 2) eingestellt, da die Gradienten in den Stellungen A und B meist nicht symmetrisch um den Vorkompensationswert schwankten. Dann wurde am Heizgerät, beginnend in Stellung A, der Heizstrom eingeschaltet ($I = 13,0$ für Band $T6_1$, $I = 13,5$ für die Elemente $T6_2$, $T6_3$, T2 und P1). Die Meßzeiten betrugen 10 min, wenn keine drosselbaren Hautregionen parallel gemessen wurden, sonst 16 min, das heißt für die gedrosselten Meßstellen 10 min "nicht gedrosselt" und 6 min bei Drosselung, das entspricht dem Minimum der von GOLENHOFEN et al. (1963) (31) und HERMESMEIER (1971) (33) empfohlenen Einstellzeiten der Wärmeleitelemente. Bei längeren Meßzeiten müßte man wiederum mit stärkeren Gradientenverschiebungen während der Messungen rechnen. In derselben Weise wurde bei Stellung B gemessen und dann noch einmal die Werte für A und B wiederholt bestimmt. Nach Bestimmung aller Ausgangswerte wurde die Kammer auf $+10^{\circ}\text{C}$ abgekühlt. Alle Messungen wurden kontinuierlich weitergeführt. Der Beginn der Zitterreaktion wurde markiert. Nach Erreichen der gewünschten Kammertemperatur von 10°C wurden mindestens noch je zwei Wärmeleitmessungen bei Stellung A und B vorgenommen.

5. ERGEBNISSE

5.1. Auswertung der Wärmeleitmessungen

Abb. 2 zeigt einen Ausschnitt aus einer Originalregistrierung mit zwei aufeinanderfolgenden Messungen, einmal in Stellung A und einmal in Stellung B. Bei einer Kompensation von $0,4^{\circ}\text{C}$ stand der Zeiger etwa in der Mitte der Registrierskala. Anschließend wurde der Gradient ϑ_0 bei Stellung A und Stellung B gemessen. Der Mittelwert dieser beiden Meßgrößen (ϑ_{0M}) stellt die Bezugslinie für die weitere Auswertung dar. Nach Aufheizung (Heizung A) wurde die Kompensation um $1,8^{\circ}\text{C}$ erhöht ($2,2^{\circ}\text{C}$ Kompensation - $0,4^{\circ}\text{C}$ Vorkompensation), der $1,8^{\circ}\text{C}$ - Wert der ϑ -Skala liegt dementsprechend auf der Bezugslinie. Innerhalb von 10 min stellt sich ein stationärer ϑ -Wert ein: $\vartheta_A = 1,9^{\circ}\text{C}$. Nach Umschaltung auf Stellung B muß man wieder 10 min warten, ehe der ϑ_B -Wert bestimmt werden kann ($\vartheta_B = 1,82^{\circ}\text{C}$). Durch Mittelung von ϑ_A und ϑ_B ergibt sich der Mittelwert $\vartheta_M = 1,86^{\circ}\text{C}$.

Die λ -Skala stammt aus der speziellen Eichkurve des bei dieser Messung verwendeten Meßbandes. Die verwendeten Meßelemente hatten folgende Eichkonstanten (Formel (2) Seite 25):

Element T6₁: $K = 19,18 \text{ cal/cm} \cdot \text{sec} \cdot \text{A}^2$ und $a = 6,40 \cdot 10^{-4} \text{ cal/cm} \cdot \text{sec} \cdot \text{C}$.
 T6₂: $K = 16,32 \text{ cal/cm} \cdot \text{sec} \cdot \text{A}^2$ und $a = 4,75 \text{ cal/cm} \cdot \text{sec} \cdot \text{C}$.
 T6₃: $K = 16,90 \text{ cal/cm} \cdot \text{sec} \cdot \text{A}^2$ und $a = 5,38 \text{ cal/cm} \cdot \text{sec} \cdot \text{C}$.
 T2: $K = 16,38 \text{ cal/cm} \cdot \text{sec} \cdot \text{A}^2$ und $a = 4,65 \text{ cal/cm} \cdot \text{sec} \cdot \text{C}$ aus (33)
 P1: $K = 12,0 \text{ cal/cm} \cdot \text{sec} \cdot \text{A}^2$ und $a = 5,8 \text{ cal/cm} \cdot \text{sec} \cdot \text{C}$.

In Abb. 3 sind kurze Ausschnitte eines Versuchs zusammengestellt. Aus jedem Meßabschnitt wurde 1 cm aus dem stationären Bereich entnommen. Zwischen diesen Kurvenstücken liegen Umschaltphase und die übrige Einstellkurve. Die kräftig durchgezogenen Linien stellen die ϑ_M -Werte dar. Hierdurch wird ein Eindruck des zeitlichen Verlaufs der ϑ_M - bzw. λ_M -Werte vermittelt. Trotz der bei Kühlung immer größer werdenden Gradienten

bleiben die Mittelwerte, besonders bei wieder konstanteren Temperaturverhältnissen, gut definiert. Ein Anstieg von ϑ bzw. Abfall von λ in der Kälte ist erkennbar.

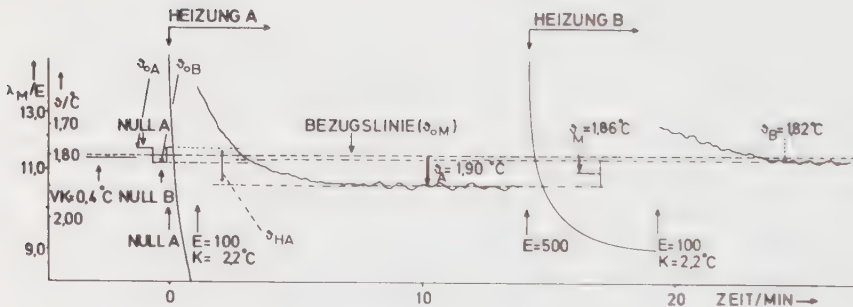


Abb. 2: Schema zur Auswertung der Wärmeleitkurven. Ausschnitt aus einer Originalkurve, mit zwei aufeinanderfolgenden Messungen, einmal in Stellung A und einmal in Stellung B. Mittelstellung des Zeigers bei einer Vorkompensation (VK) von $0,4^\circ\text{C}$. Messung der Gradienten ϑ_{0A} und ϑ_{0B} (der Hauptschalter steht auf Stellung null, der Umschalter auf Stellung A bzw. B). Bezugslinie in Höhe des Mittelwertes von ϑ_{0A} und ϑ_{0B} . Nach Aufheizung (Heizung A) wird die Kompensation (K) um $1,8^\circ\text{C}$ erhöht ($2,2^\circ\text{C} - 0,4^\circ\text{C}$), der $1,8^\circ\text{C}$ -Wert der ϑ -Skala liegt dementsprechend auf der Bezugslinie. ϑ_M = arithmetisches Mittel der Meßwerte ϑ_A und ϑ_B . Die Sprünge der Einstellkurven entstehen durch Erhöhung der Meßempfindlichkeit (E) von "500" auf "100". Die den ϑ_M -Werten zugehörigen λ_M -Werte stammen aus der speziellen Eichkurve des bei diesen Messungen verwendeten Wärmeleitbandes.

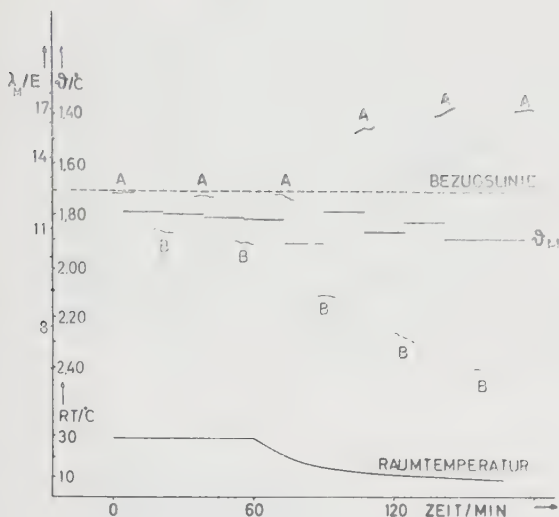


Abb. 3: Verlauf der ϑ_M -Werte während eines Versuchs mit Ausschnitten aus einer Originalkurve. A: Meßwerte bei Heizung A, B: bei Heizung B. Die ϑ_M -Werte werden durch Mittelung der benachbarten A- und B-Werte gewonnen. Ein Anstieg der ϑ_M -Werte bzw. Abfall der λ_M -Werte bei sinkender Außentemperatur ist erkennbar. Bei beginnender Kühlung, d.h. bei instationären Temperaturverhältnissen nimmt der Betrag der Gradienten zu, die ϑ_M -Werte schwanken relativ stark, gegen Versuchsende rücken die ϑ_M -Werte wieder dichter zusammen.

5.2. E r g e b n i s s e

In Abb. 4 sind die Ergebnisse von einer Versuchsperson, gewonnen in zwei Versuchen (Abb. 4a und 4b), zusammengestellt. Als Ergebnis der Wärmeleitmessung sind dabei die λ_M -Werte eingetragen, entsprechend der Beschreibung zu Abb. 3. Es ist zu erkennen, daß in der Übergangsphase, nach Einschaltung der Kühlung, die Kurvenverläufe uneinheitlich sind und selbst die λ_M -Werte zum Teil eine starke Streuung aufweisen. Dies ist auf die starken Gradientenveränderungen in diesem Zeitabschnitt zurückzuführen. Nach Einstellung konstanter Umgebungstemperaturen werden die Meßwerte wieder einheitlicher.

Für die Beurteilung der Kältereaktion wurde deshalb über 4 Messungen bei 29°C (je zwei bei Stellung A und B) und die letzten 4 Messungen bei 10°C gemittelt.

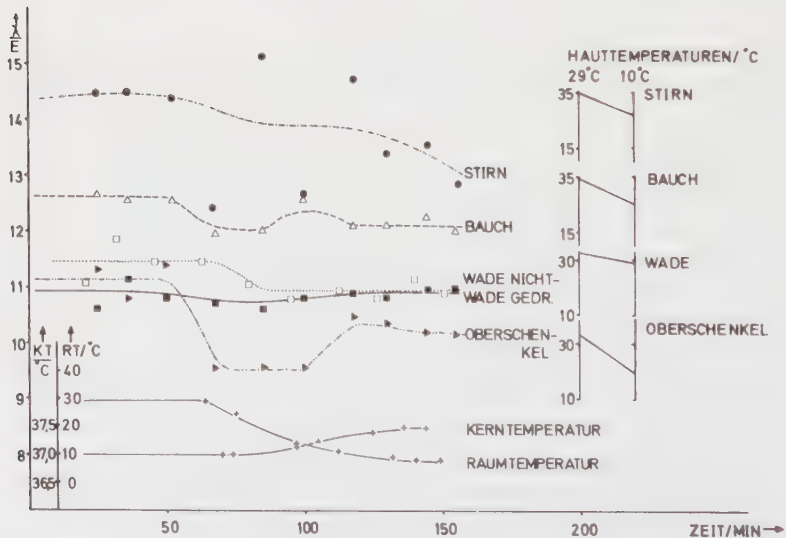


Abb. 4 a

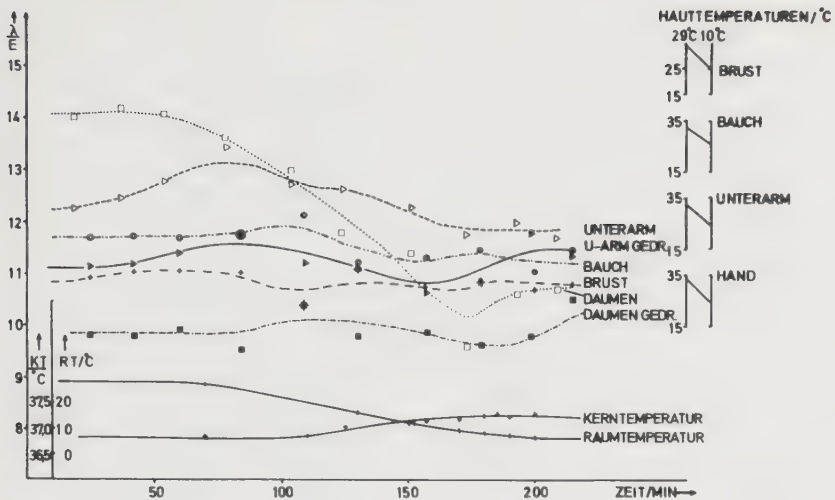


Abb. 4a und 4b:

Verhalten der Hautdurchblutung an sieben verschiedenen Körperregionen einer Versuchsperson im Verlauf der Kältebelastung. Die Ergebnisse stammen aus zwei Versuchen (a und b), wobei jeweils an vier Stellen gleichzeitig gemessen wurde. Auch die Einzelmessung gibt schon relativ gut die topographisch differenzierte Vasokonstriktion wieder. $\lambda_{\text{warm}} - \lambda_{\text{kalt}}$ (Kälte-reaktion) beträgt am Finger 3,3 E, an der Stirn 1,1, am Oberschenkel und Unterarm 1,0, an Bauch und Wade 0,6 E und an der Brust 0,3 E.

In den Tabellen sind die so gewonnenen λ_M -Werte aller Versuche zusammengestellt und daraus Mittelwerte für die einzelnen Körperregionen berechnet ($\lambda_w = \lambda$ bei Wärme, $\lambda_k = \lambda$ bei Kälte, $\lambda_{ow} = \lambda$ bei Drosselung in der Wärme, $\lambda_{ok} = \lambda$ bei Drosselung in der Kälte, $\Delta\lambda_{ow} = \lambda_w - \lambda_{ow}$, $\Delta\lambda_{ok} = \lambda_k - \lambda_{ok}$, Kälte-reaktion = $\lambda_w - \lambda_k$).

Die Mittelwerte wurden in Form eines Blockschemas in Abb. 5 anschaulich dargestellt. Die durchschnittlichen λ -Werte in der Wärme liegen am Finger und an der Stirn am größten, etwa $14 \lambda E$, und liegen für Brust, Oberschenkel, Bauch und Wade deutlich unter diesem Niveau, bei etwa $12 \lambda E$, der Mittelwert der Messung ein. Durch die Ver- (hier: Kälte) Exposition sinken die mittleren λ -Werte ab, am stärksten am Finger (wesentlich geringer an Oberschenkel, Unterarm und Wade, $1,2 \lambda E$), dann Wade, Brust und Bauch. Da an den Extremitäten Messungen vorgenommen worden waren, ließ sich für diese Körperregionen auch ein λ_0 bestimmen, als λ_{0E} im Bild eingetragen. An Finger, Wade und Oberschenkel wurden ein Teil der Messungen mit einem T2-Element gemacht (Personen gekennzeichnet durch: x). Während die Werte der Messungen mit dem P1 und T6 Elementen relativ gut übereinstimmen, ist die Streuung bei Messungen mit dem T2 Element am Finger wesentlich größer als bei Anwendung des P1 Elementes. An den anderen Meßstellen ist die Streuung bei Messung mit dem T2 Element nicht größer, wenn diese Aussage bei der geringen Fallzahl überhaupt möglich ist. Zur Berechnung der Standardabweichung stand ein Kleinkomputer (Diehl-Signatron) zur Verfügung, dem Programm lag die Formel $\sigma = \sqrt{\frac{\sum (x-M)^2}{n-1}}$ zugrunde, wobei: σ = Standardabweichung, x = gewonnener Wert, M = arithmetischer Mittelwert, n = Zahl der Fälle bedeutet. Der mittlere Fehler des Mittelwertes wurde nach der Formel $\sigma_M = \frac{\sigma}{\sqrt{n}}$ ausgerechnet. Dann wurde der T-Test ausgeführt: $T = \frac{M_1 - M_2}{\sqrt{\sigma_{M_1}^2 + \sigma_{M_2}^2}}$

Die den T-Werten entsprechenden P-Werte wurden nach der Student-Verteilung auf Signifikanz geprüft (Wiss. Tabellen, Dokumente Geigy, 7. Aufl.). Die Standardabweichung liegt bei den Mittelwerten zwischen 2,42 (Finger bei $29^\circ C$, nicht gedrosselt) und 0,55 (Finger kalt gedrosselt), Messung mit P1 Element. Die Wärme-Leitzahlen der gut durchbluteten Haut am Finger stimmen bei den verschiedenen Versuchspersonen am schlechtesten, die der nicht durchbluteten Fingerbeere am besten überein. Groß ist die Streuung auch an Wade und Unterarm in der Wärme. Die gemessene Kältereaktion ist in allen Fällen signifikant, niemals dagegen der Unterschied zwischen λ_k und λ_{ok} .

Tabelle 1: λ -Werte der Stirn⁺⁾

VP	29°C	10°C
Le	15,6	14,35
Sc	14,0	12,7
Sc	14,7	12,65
Wi	16,1	13,5
Ha	15,45	14,2
Hm	13,4	12,95
He	15,0	14,05
Et	12,15	11,2
Sp	13,3	12,95
Sp	14,0	13,65
Kö	14,1	13,95
Tw	13,9	13,5
Pn	15,3	13,3
Lo	14,5	13,1
Sr	14,3	13,35
Tm	12,1	11,15
Ki	14,7	12,81
Ma	14,6	13,55
Bü	13,0	12,6
Mittel-		
wert	14,22	13,13
$\sigma = \pm$	1,09	0,86

Kältereaktion: - 1,09 (P * <0,0025)

⁺⁾ Erklärung der Abkürzungen und Begriffe:

$\lambda_w = \lambda$ bei Wärme

$\lambda_k = \lambda$ bei Kälte

Kältereaktion = $\lambda_w - \lambda_k$

Tabelle 2: λ_M -Werte der Brust

VP	29°C	10°C
Ja	12,5	11,4
Tw	11,4	10,95
Qu	14,2	11,65
Qu	12,8	11,45
Qu	12,1	10,9
Sr	11,6	10,8
Lo	11,1	10,85
Pn	11,4	11,25
Do	11,0	9,7
Ze	12,55	12,65
Tw	13,3	10,9
Bü	11,2	10,7
Ma	11,5	11,4
Mittel-		
wert	12,05	11,12
$\sigma \pm$	0,97	0,67
Kälte-		
reaktion-0,93		(P=< 0,0005)

Tabelle 3: λ_M -Werte des Bauches

VP	29°C	10°C
Ki	11,0	11,8
Ma	11,8	11,85
Le	12,1	11,3
Ja	12,9	11,7
Tw	10,95	10,75
Tw	11,2	10,55
Wi	12,3	11,45
Ha	13,2	11,2
Hm	12,3	10,55
Et	9,72	9,4
Sp	11,4	10,45
Sp	11,65	10,65
Kö	11,2	10,1
Qu	14,15	11,55
Qu	13,1	11,5
Qu	12,2	11,2
Pn	11,0	10,95
Pn	11,75	11,7
Sr	12,1	10,8
Sr	12,55	12,2
Lo	12,5	12,05
Lo	11,65	11,5
Bü	11,55	11,3
Bü	11,85	11,2
Do	11,95	10,7
Ze	12,62	13,05
Tm	11,45	10,95
Tm	12,4	11,2
Mittel- wert	11,95	11,16
$\sigma \pm$	0,86	0,71
Kälte- reaktion:	- 0,79	
(P = < 0,0005)		

Tabelle 4: λ_M -Wert des Oberschenkels

VP	29°C	10°C
He	12,1	11,45
Wi	13,35	10,55
Ru	10,4	9,35
Ja	11,75	10,45
Sc	12,2	12,3
Tw x	11,85	11,1
Kö	11,3	10,0
Fi	11,85	11,4
Sp	11,15	9,2
Sp	10,35	9,25
Hm	10,4	9,65
Et	10,75	9,6
Le	12,95	11,3
Ha	12,75	10,55
Sr x	12,9	12,3
Pn	14,2	10,4
Lo x	11,2	10,3
Bü	12,01	11,05
Tm	11,85	9,65
Ki	12,15	10,3
Ma	12,65	10,9
No	12,1	12,1
Mittelwert	11,91	10,6
$\sigma \pm$	0,99	0,96
Kälte- reaktion:-	1,32	P = < 0,0005
T2 (x)Mit- telwert	11,98	11,23
$\sigma \pm$	0,86	1,00
T6 Mittel- wert	11,91	10,5
$\sigma \pm$	1,034	0,93

Tabelle 5: λ_M -Werte der Wade

Name	29°C	gedrosselt	10°C	gedrosselt
	nicht gedr. λ_w		nicht gedr. λ_k	
		λ_{ow}		λ_{ok}
He x	13,7	11,95	12,90	11,2
Hm x	10,3	9,5	9,5	9,2
Et x	10,8	9,55	10,4	9,4
Le x	13,55	12,9	11,55	10,6
Sc	12,1	10,95	12,3	12,3
Pn x	12,6	11,25	11,0	11,0
Lo	11,2	10,6	10,85	10,9
Bü x	13,0	12,6	10,3	10,8
Tw	9,7	9,0	9,5	9,3
Ma	12,0	10,7	10,8	10,45
Ki x	12,9	11,1	11,1	10,6
Mittel-				
wert	12,00	10,97	10,92	10,52
$\sigma \pm$	1,33	1,17	1,04	0,93

$\Delta \lambda$ bei Wärme: 1,03 $P = < 0,05$

$\Delta \lambda$ bei Kälte: 0,40 $P = < 0,2$

Kältereaktion: -1,06 $P = < 0,10$

$\lambda_{ow} - \lambda_{ok}$: -0,45 $P = < 0,20$

Tabelle 6: λ -Werte des Unterarms

Name	29°C		10°C	
	nicht gedr. λ_w	gedrosselt λ_{ow}	nicht gedr. λ_k	gedrosselt λ_{ok}
Tw	12,95	12,95	12,55	11,2
Ja	12,8		12,0	
De	12,65	9,5	10,0	9,8
Qu	14,55	12,7	12,95	13,2
Qu	14,65	12,0	12,6	12,35
Lo	12,5	11,3	11,65	11,0
Sc	14,3	11,9	11,75	11,85
Pn	13,5	11,7	11,8	11,55
Do	11,25	10,7	10,7	10,4
Tm	10,2	9,45	10,3	10,3
Bü	11,9		11,9	
Ze	13,3	11,6	11,8	11,4
Ma	14,5	11,9	12,15	12,1
Mittel-				
wert	13,0	11,42	11,7	11,38
$\sigma \pm$	1,35	1,14	0,88	0,99
$\Delta \lambda_w$:	1,58, $P = < 0,0025$			
$\Delta \lambda_k$:	0,32, $P = < 0,25$			
Kältereak-				
tion:	-1,28, $P = < 0,005$			

Erklärungen der Abkürzungen:

λ_{ow} = λ bei Durchblutungsstillstand in der Wärme

λ_{ok} = λ bei Durchblutungsstillstand in der Kälte

$$\Delta \lambda_w = \lambda_w - \lambda_{ow}$$

$$\Delta \lambda_k = \lambda_k - \lambda_{ok}$$

Tabelle 7: λ -Werte des Fingers

VP	nicht gedrosselt	29°C	gedrosselt	nicht gedrosselt	10°C	gedrosselt
	λ_w		λ_{ow}	λ_k		λ_{ok}
Lo	14,05		9,9	10,1		10,00
Qu	11,9	M=12,77	10,55	11,00		10,8 M=10,23
Qu	14,4	$\sigma=\pm 1,44$	10,3	10,5	M=10,32	10,35 $\sigma=\pm 0,55$
Sr	11,0		9,15	9,35	$\sigma=\pm 0,63$	9,4
Ze	12,5		10,35	10,65		10,6
Pn x	14,6		10,1	11,8		11,35
Do x	14,25		9,4	8,5		9,5
Tm x	12,4	M=15,03	10,8	12,6	M=11,03	10,15 M=10,11
Tw x	17,8	$\sigma=\pm 2,03$	11,65	11,3	$\sigma=\pm 1,54$	10,35 $\sigma=\pm 0,83$
De x	16,1		10,9	10,95		9,3
Mittelwert	13,9		10,31	10,68		10,17
$\sigma = \pm$	2,04		= 0,73	1,17		0,67
$\Delta\lambda_w =$	3,59		$\Delta\lambda_k = 0,51$	Kältereaktion: -3,12		$\lambda_{ow} - \lambda_{ok} = 0,14$
($P < 0,0005$)			($P < 0,15$)	($P < 0,0005$)		$P > 0,475$

Tabelle 8: λ_M -Werte des Fingers (ohne Bestimmung von λ_0)

VP	29°C		10°C	
	nicht gedr.	gedrosselt	nicht gedr.	gedrosselt
	λ_w		λ_k	
Ma	17,8		10,95	
Sc x	12,7		10,55	
Nr x	18,55		10,9	
Wi x	13,8		12,05	
Kö x	16,3		13,8	
Fi x	11,5		10,45	
Ha x	16,1		13,35	
Sp x	15,9		12,9	
M =	15,33	$\sigma = \pm 2,43$	M = 11,87	$\sigma = \pm 1,34$
Kältereaktion: -3,46, $\sigma = \pm 2,42$				

Tabelle 9: Rektaltemperaturen in °C

Name	29°C	10°C
Lo	36,8	37,2
Lo	37,0	37,5
Fi	36,2	36,4
Tm	37,3	37,0
Tm	37,25	37,7
Sr	37,5	37,3
Tw	37,0	36,8
Tw	37,1	37,15
Qu	36,7	37,1
He	36,9	37,4
Ja	36,7	37,3
Ja	37,0	37,55
Kö	37,3	37,5
Et	37,5	37,95
Pn	37,45	37,2
Pn	37,35	37,0
Wi	36,4	
Ki	36,9	37,4
Ze	37,2	37,4
He	37,1	37,25
Bü	37,2	37,1
Mittelwert	37,0	37,26
$\sigma = \pm$	0,3	0,3

Tabelle 10: Hauttemperaturen bei 29°C in °C
Hauttemperaturen bei 10°C in °C

Name	Stirn	Brust	Bauch	Ober- arm	Unter- arm	Hand- rücken	Obersch.	Untersch.	Fuß
Lo	34,8	33,3	32,5	32,7	32,6	33,5	33,5	32,6	33,0
Fi						33,8	33,4		
Sc	35,6	33,9	33,3	33,5	33,8	34,2	33,3	33,3	32,5
Fi	35,0		34,4						
Qu	34,5	33,0	33,5	32,5	34,3	34,0	34,0	32,5	33,0
He							33,5	32,4	
Ha						34,5	33,5		
Sc						35,9	33,8		
Pn	35,8	34,4	34,3	34,5	34,0	33,8	33,8	34,0	33,5
Wi	35,6		34,3				34,0	32,9	
Sc						35,5	34,3		
Ki						35,8	34,2		
Qu	35,5	34,0	34,0	34,5	35,1	35,0	35,0	34,8	33,0
Se	35,3	35,5	34,0	33,0	34,5	35,2	33,2	33,7	34,5
Sp	34,5		33,9						
He							33,5	34,0	
Qu	35,5	34,8	34,5	34,9	35,4	35,0	34,8	34,8	34,0
Ha	34,7		34,5						
Wi						35,6	35,7		
Mittel-									
wert	35,1	34,1	33,9	33,7	34,2	34,7	33,9	33,5	33,3
$\sigma = \pm$	0,5	0,9	0,6	1,0	0,9	0,8	0,7	0,9	0,7
Kälte- reakt.)	-5,5	-8,9	-8,9	-10,7	-10,7	-13,2	-11,6	- 8,3	-15,0

+) Hauttemperatur bei Wärme - Hauttemperatur bei Kälte

Name	Stirn	Brust	Bauch	Ober- arm	Unter- arm	Hand- rücken	Obersch.	Untersch.	Fuß
Lo	24,0	24,0	20,5	20,0	19,0	18,7	21,5	21,5	14,5
Fi							25,4		
Sc	28,5	24,0	22,5	21,0	22,5	16,0	23,0	22,5	20,2
Fi	31,7		28,7						
Qu	31,0	27,0	25,0	23,0	27,0	34,0	25,0	26,0	17,0
He							25,0	25,2	
Ha							25,0		
Sc							24,5		
Pn									
Wi							25,7	27,1	
Sp							25,0		
Qu	31,0	26,5	26,0	24,0	24,0	19,5	22,5	26,0	19,0
Ha	30,2		28,2						
Wi							24,0		
Ki							22,7		
Sc	29,5	24,5	23,5	25,9	24,5	20,7	24,5	24,0	20,0
Sp	30,0		26,0						
He							27,5	27,5	
Qu	30,5	25,0	24,5	24,0	24,0	20,0	25,0	27,0	19,0
Mittel-									
wert	29,6	25,2	25,0	23,0	23,5	21,5	24,3	25,2	18,3
$\sigma = \pm$	2,3	1,3	2,6	2,2	2,6	6,3	1,4	2,1	2,2

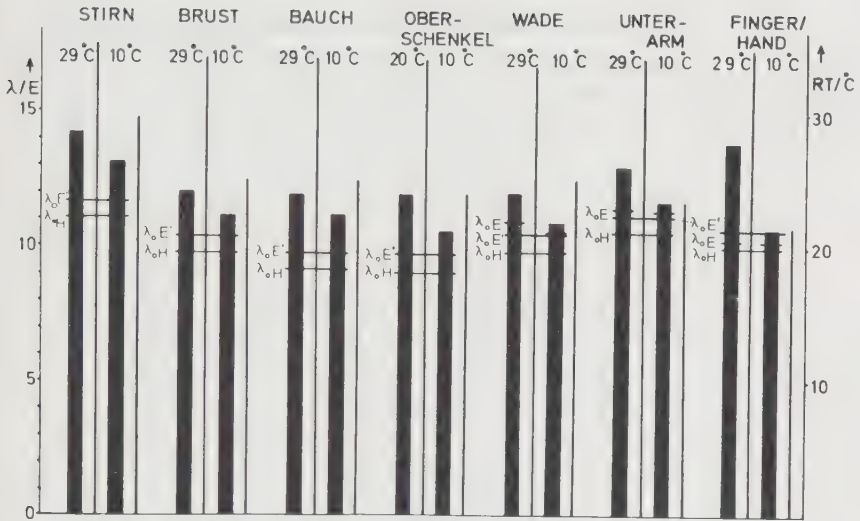


Abb. 5: Die topographische Differenzierung der Wärmetransportzahlen bei Wärme und Kälte. Zusammenstellung aller Versuchsergebnisse. Die Säulen stellen die durchschnittlichen Wärmetransportzahlen dar, die Linien die Hauttemperaturen.

$\lambda_0 E = \lambda_0$ -Werte aus den eigenen Versuchen. $\lambda_0 H$ = Wärmeleitzahlen von Leichen (HERMESMEIER 1971) (33). $\lambda_0 E'$ -Werte errechnet aus eigenen Messungen und Messungen an Leichen. Weitere Erläuterungen im Text unter 5.2.

Einige Tabellenwerte sind unwahrscheinlich. 1. Ansteigen der Wärmeleitzahl bei Kältebelastung (Tab. 2:Ze, Tab. 4:Sc, Tab. 3:Ze, Tab. 5:Sc, Tab. 7:Tm). 2. Zu starker Abfall von λ : (Tab. 1:Wi, Tab. 3:Qu, Tab. 2:Tw, Tab. 4:Pn, Tab. 6:De, Sc, Tm und Ma, Tab. 5:Bü, He (bei Drosselung)). Andere sind sogar unmöglich, wie ein Anstieg der Wärmetransportzahl durch die Drosselung in der Kälte (Tab. 6:Qu, Sc, Tab. 5: Lo, Bü, Tab. 7: Do). 3. Die Meßwerte der Wärmeleitzahl der nicht durchbluteten Haut in warmer und kalter Umgebung vom gleichen Versuch weisen z.T. größere Unterschiede auf (Tab. 6:Tw, Tab. 5:Le, Sc, Bü, Tab. 7: Pn, De, Tw, De).

Abb. 6 enthält die $\Delta\lambda$ -Werte der untersuchten Körperregionen bei Wärme und Kälte. An Wade, Unterarm und Finger wurden die $\Delta\lambda$ -Werte direkt durch Drosselungstests ermittelt. Für die anderen Körperregionen wurden die λ_o -Werte, die HERMESMEIER 1971 (33) an Leichen gemessen hat, zu Hilfe genommen. Dabei wurde zunächst die Übereinstimmung der eigenen λ_o -Meßwerte (λ_{oE}) mit denjenigen von HERMESMEIER (λ_{oH}) geprüft. Aus den 6 λ_o -Mittelwerten der eigenen Messungen wurde das arithmetische Mittel gebildet und von diesem der Mittelwert der von HERMESMEIER an Leichen bestimmten λ_o -Werte von Wade, Unterarm und Fingerkuppen subtrahiert. Die Differenz wurde zu jedem der λ_{oH} -Werte addiert. Jeder so gewonnene Wert wird als λ_{oE} bezeichnet (vergl. Abb. 5). Durch Subtraktion dieser λ_{oE} -Werte von den eigenen λ_W bzw. λ_K -Werten erhielten wir die $\Delta\lambda$ -Werte, die in Abb. 6 dargestellt sind.

Die Größe von $\Delta\lambda$ kennzeichnet die Durchblutungsgröße der verschiedenen Körperregionen, die Steilheit der Verbindungslinien zwischen $\Delta\lambda_W$ und $\Delta\lambda_K$ die durch Kälte induzierte Verminderung der Durchblutungsgröße. Die Durchblutungsgröße in der Wärme ist am Finger am größten und nimmt ab in der Folge: Stirn, Bauch/Oberschenkel, Unterarm/Brust, Wade. In kalter Umgebung ändert sich die Folge auf Grund verschieden starker Kältereaktionen: Stirn- und Bauchdurchblutung liegen am höchsten, gefolgt von Oberschenkel und Brust, sowie Finger, Wade und Unterarm.

Die Rektaltemperaturen stiegen im Mittel um $0,26^{\circ}\text{C}$ an. Dieser Anstieg der Kerntemperatur zeigt die Effektivität der Kältegegenregulation an (Tab. 9).

Die Hauttemperaturen fielen nach Kältebelastung an der Stirn um nur 5°C , an Brust, Bauch und Wade um etwa 8°C und am Finger sogar um 13°C (Tab. 10).

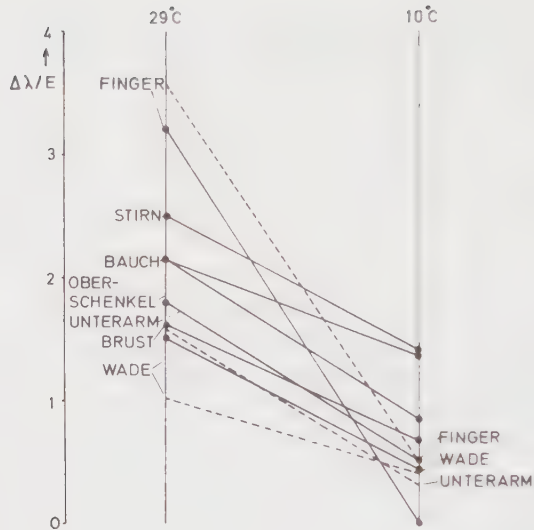


Abb. 6: Topographie der Hautdurchblutung. $\Delta\lambda$ -Werte in Wärme und Kälte für die verschiedenen Hautregionen. Der Berechnung der $\Delta\lambda$ -Werte liegen die λ_{OE} -Werte (ausgezogene Linien) bzw. die λ_{OE} -Werte (gestrichelte Linien) zu Grunde. Die Größe von $\Delta\lambda$ kennzeichnet die Durchblutungsgröße der verschiedenen Körperregionen, die Steilheit der Verbindungslinien zwischen $\Delta\lambda_W$ und $\Delta\lambda_K$ die durch die Kälte induzierte Verminderung der Durchblutungsgröße.

6. DISKUSSION

6.1. Die Versuchsbedingungen

Die Versuchspersonen kamen zwar z.T. ausgekühlt in den Versuchsraum - die Versuche wurden teilweise im Winter durchgeführt-, sie hatten aber genug Zeit, ihr thermisches Gleichgewicht während der Vorbereitungsperiode wiederzuerlangen. Während der Versuche wurden sie bald einer durch peripheren Kaltreiz effektiven Kältebelastung ausgesetzt. Das brachten die Versuchspersonen subjektiv zum Ausdruck. Objektiviert werden konnte das durch das sichtbare Kältezittern, den meistens eingetretenen Anstieg der Rektaltemperatur und durch den starken Abfall der Hauttemperaturen. Letztere stimmen mit den von Aschoff 1958 (4) angegebenen Werten im Wesentlichen überein, die an Versuchspersonen nach zweistündigem Aufenthalt bei 15°C Außentemperatur gemessen wurden.

Streng genommen sind die Durchblutungsverhältnisse an den drosselbaren Meßstellen: Finger, Unterarm und Wade nicht klar definiert, da jeweils nach Aufhebung der Blutsperre die reaktive Hyperämie einsetzt. Für unsere Zielsetzung war jedoch ein Vergleich der λ_o -Werte der eigenen Versuchsreihen mit denen von HERMESMEIER (1971) notwendig. Bei reduziertem Stoffwechsel und kurzer Drosseldauer (6 min) in der Kälte schien der Meßfehler vernachlässigbar, da auch bis zur nächsten Messung 10 min vergangen waren. Nach GREENFIELD (34) ist die reaktive Hyperämie in der Kälte und bei blutgefüllten Gefäßen kleiner, sie beträgt bei 5 min Dauer nur 3,05 ml/min 100 ml Gewebe, bei 30°C dagegen 19,5 ml und dauert etwa 4 min an.

Aus den eigenen Versuchsreihen ging hervor, daß die mittlere Wärmetransportzahl am Finger bei Versuchen ohne Drosselung in der Wärme sogar höher war als diejenige der Vergleichsgruppe mit Bestimmung der λ_o -Werte (siehe Tab. 8), daß aber die Kältereaktionen für beide Gruppen etwa gleich groß sind.

6.2. Diskussion der Ergebnisse

6.2.1. Interindividuelle Variationen der λ -Werte

Von vorn herein waren keine ganz übereinstimmenden λ -Werte zu erwarten. Die Dicke der Epidermis variiert zwischen 0,7 und 0,17 mm, ihre Wärmeleitzahl ist klein. Die Eindringtiefe der Elemente beträgt etwa 2-3 mm, es wird also bei den Messungen nur die Lederhaut miterfaßt. In systematischen Messungen an Leichen mit unterschiedlichem Subkutanfettgehalt zeigte HERMESMEIER 1971 (33), daß die Wärmeleitzahlen bei nichtdurchbluteter Haut ganz entscheidend mit dem Subkutanfettgehalt schwanken, um so mehr, je mehr Fett im Arm und Wade, weniger an den normalerweise stark fettunterpolsterten Körperregionen Brust und Bauch, und noch weniger an den Fingerkuppen, die einen relativ konstanten Fettgehalt aufweisen. Das Fett mit seiner nur geringen Wärmeleitfähigkeit von 5-6 λ Einheiten (47) vermindert die durchschnittliche Wärmeleitzahl. Nach CARLSON et al. (16), LeBLANC (52), PURGH et al. (55) drosseln Dicke bei gleicher Kältebelastung ihre Hautdurchblutung weniger als Magere.

Mit einer unterschiedlichen Hautschichtdicke und unterschiedlichem Thyroxinspiegel variiert auch die Lage des thermischen Indifferenzpunktes und damit die kritische Raum- bzw. Hauttemperatur. Das wird in den eigenen Versuchsreihen dadurch veranschaulicht, daß die Streuung bei den λ_w -Werten jeweils größer ist als die der λ_k -Werte, obwohl die Gradienten in der Wärme im allgemeinen viel kleiner waren als die in der Kälte. Schon ASCHOFF (4) wies auf die großen individuellen Unterschiede der kritischen Raum- und Hauttemperatur hin. Zudem erhebt sich aber die Frage, ob man überhaupt von einer Indifferenztemperatur sprechen kann, oder ob die Indifferenztemperatur topographisch differenziert werden muß. Dies wäre insofern möglich, als physiologischerweise die Haut der stammnahen Körperregionen, der Kopf ausgenommen, durch einen Haarpelz oder beim Menschen durch Kleidung warmgehalten wird, diese also eine höhere Indifferenztemperatur besitzen würde

als Kopf und Extremitäten, die normalerweise den Außentemperaturen direkt ausgesetzt sind.

Auf die Nahrungsmittelaufnahme und den Genußmittelverbrauch vor den Untersuchungen hatten wir keinen direkten Einfluß. Vor allen Dingen ändern Alkohol, Nikotin, Kaffee und eiweißhaltige Nahrung die Hautdurchblutung (43).

Weiterhin muß auch auf die unterschiedliche psychische Reaktion der Versuchspersonen auf die Umgebung und auf die Drosselung selbst hingewiesen werden. Die Hautdurchblutung insbesondere die der Akren ist gegenüber diesen Einflüssen sehr sensibel (1;34;30;32;27).

Da die Untersuchungen zu unterschiedlichen Tageszeiten, vormittags bzw. nachmittags und zu verschiedenen Jahreszeiten durchgeführt wurden, wirkt sich der Tagesgang der Hautdurchblutung (22) auf die Versuchsergebnisse aus, die Jahresperiodik (36;51) geht mit einer Desensibilisierung dem Kältereiz gegenüber einher, eventuell gleichbedeutend mit einer Akklimatisation.

Meßfehler auf Grund von veränderter Hautfeuchte können nach HENSEL & DOERR 1959 (47) vernachlässigt werden.

6.2.2. Signifikanz der Meßwerte

Schon die Einzelmessungen haben eine erstaunlich gute Aussagekraft in bezug auf die Kältereaktion (Abb. 4a und b). Die Mittelwerte der Kältereaktion sind signifikant, die Reproduzierbarkeit der Meßwerte (siehe gleiche Versuchspersonen) ist, besonders in der Kälte und bei Durchblutungsstopp (λ_0), recht gut.

6.2.3. $\lambda_{0E'}$ -Werte

In den Versuchen konnten λ_0 -Werte bestimmt werden. So war es möglich, die eigenen Meßreihen mit den an Leichen bestimmten Wärmeleitzahlen in Beziehung zu setzen. Die durchschnittliche Differenz der eigenen und der λ_0 -Werte von Leichenmessungen wurde zu den an Leichen bestimmten λ_0 -Werten addiert, und auf diese Weise $\lambda_{0E'}$ -Werte gewonnen. Diese sollen als durchschnittliche Wärmeleitzahlen der nichtdurchbluteten Haut der eigenen Versuchspersonengruppen der stammanalen Meßstellen angesehen werden. Da aber die Unterschiede zwischen λ_{0H} - und den λ_{0E} -Werten von Körperregion zu Körperregion variieren, zum Beispiel sind die Differenzen am Finger besonders gering, muß dieser Schritt als eine grobe Vereinfachung der wirklichen Verhältnisse angesehen werden.

6.2.4. Eichmöglichkeiten

Verfügt man bei der Wärmetransportzahlmessung über λ_0 -werte, so hat man nach GÖLENHOFEN et al. 1963 zwei Möglichkeiten der Eichung:

- 1) Eichung des $\Delta\lambda$ -wertes in % des Ruhe- $\Delta\lambda$ -wertes ($\Delta\lambda_R = \Delta\lambda_w$)
- 2) Eichung in ml/min · 100 ml Gewebe, wobei nach BURTON und EDHOLM 1955 (15) sowie HENSEL und BENDER 1956 (46) $1\lambda_E = 16$ ml/min · 100 ml Gewebe entsprechen. Für beide Eichverfahren kann für statistische Untersuchungen und bei relativ niedrigen $\Delta\lambda$ -Werten Linearität zwischen Wärmeleitzahl und Durchblutung angenommen werden. Geht man bei den kernnahen Körperregionen von den $\lambda_{0E'}$ -Werten, bei den übrigen Meßstellen aber von den λ_{0E} -Werten aus, so sinkt die Hautdurchblutung bei Eichung nach der 1. Methode am Bauch nur um 36,4%, an der Stirn um 43%, Brust 56,7%, Oberschenkel 60%, Wade 61,2%, Unterarm 79,8% und am Finger sogar um 85,8%.

In ml/min. 100 ml Gewebe erhält man einen Durchblutungsabfall am Unterarm von 25,3 bis auf 5,1-an der Wade von 16,5 auf 6,4-, am Finger von 57,5 auf 8,2-, an der Brust geht

die Durchblutung von 26,2 auf 11,4-, am Oberschenkel von 35 auf 13,9-, am Bauch von 34,7 auf 22,1- und an der Stirn von 40,5 auf 23 ml/min $\cdot$ 100 ml Gewebe zurück, hier bleibt also die höchste Restdurchblutung erhalten.

6.2.5.

Linearität zwischen λ und Durchblutungsgröße wurde für die Fingerdurchblutung von BURTON und EDHOLM 1955 (15) und HENSEL & BENDER 1956 (46) nachgewiesen. Auch für die übrige Hautdurchblutung wird eine relativ gute Linearität angenommen (30), genaue Messungen stehen aber noch aus. Im übrigen ist eine solche, wie schon in 4.1 angedeutet, nur bei Geweben zu erwarten, die eine Mehrdurchblutung ausschließlich über eine Neueröffnung von Gefäßen, also vorwiegend an den Körperakren mit ihren arteriovenösen Anastomosen, bewerkstelligen. Beide Eichverfahren sind also besonders an den kernnahen Meßstellen mit größeren Unsicherheiten belastet.

6.2.6. Auswertungsverfahren der gleitenden Mittelung zur Beurteilung des zeitlichen Verlaufs der λ_M -Werte.

Abb. 3, 4a und 4b zeigen den zeitlichen Verlauf der λ_M -Werte. Bei den angewendeten Auswertungsverfahren der gleitenden Mittelung waren wir uns bewußt, daß die λ_M -Werte nur annäherungsweise bestimmt werden konnten, jedenfalls während der instationären Phase, da ja weder Hautdurchblutung noch die Gradienten für die Zeit der Messung von ϑ_A und ϑ_B konstant sein konnten. Da es sich um Versuchspersonen handelte, konnte in der Versuchsanordnung die Abkühlungsphase nicht beliebig ausgedehnt werden, um damit für die Meßzeit von einem ϑ_M -Wert relativ konstante Temperaturen zu erhalten.

6.2.7. Instationäre Gradienten

Die sicher falschen und ebenso die wenig wahrscheinlichen Meßwerte können nur auf Gradientenverschiebungen während der Bestimmung der ϑ_M -Werte zurückgeführt werden. Die Elementlage zu Beginn der Messung - Anfangsgradient: eventuelle

Auflage der Meßköpfe auf schlecht erkennbare Hautvenen- und unkontrollierte Bewegungen der Versuchspersonen könnten hierfür verantwortlich sein. Die lange Meßdauer, durch die Einstellzeit der Meßapparaturen bedingt, stellte hohe Anforderungen an die Versuchspersonen, in bezug auf das Ruhigliegen in der Kälte. Auch durch Zitterreaktion und Atmung bedingte geringfügige Verschiebungen der Bandedemente konnten nicht vermieden werden. Kleinste Lageveränderungen verursachten aber häufig schwerwiegende Verschiebungen der Gradienten.

Sehr inkonstante Gradienten machten beim Ablesen des Meßergebnisses insofern Schwierigkeiten, als sich die Einstellkurve dann häufig quer über den halben Anzeigebereich der Registriereinrichtung bewegte. Es muß diskutiert werden, ob in solchen Fällen der Wert vor, während oder hinter der instationären Phase, die meistens nach zwei Min. beendet war, abgelesen werden sollte. Da sprunghafte und kontinuierliche Gradientenverschiebungen vorkamen, wurde der Wert in der 8.-10.Min. abgelesen, wie anfangs beschrieben, um eine Subjektivität in der Auswertung möglichst auszuschließen, auch wenn auf diese Weise z.T. homogenere Teilergebnisse erhalten werden könnten. Versuche, in denen zu grobe und zu häufige Gradientenverschiebungen vorkamen, wurden nicht ausgewertet. Auf eine Eliminierung von Meßwerten nach dem Chauvenet's-Kriterium (Wissenschaftliche Tabellen, Dokumenta Geigy 1953) wurde verzichtet.

6.3. D i s k u s s i o n d e r M e t h o d e

Messungen mit dem T2-Element sind besonders an den Akren mit einer sehr hohen Fehlerquote belastet. Die Streuung dieser Meßwerte (vgl. Tab. 7) ist deutlich größer als in der Vergleichsgruppe. Das T2 Element kann also zur Bestimmung der Wärmetransportzahl an den Fingerkuppen für die besonders schwierigen Bedingungen der Kältebelastung nicht

empfohlen werden. (Vgl. dagegen HERMESMEIER 1971 (33)). Gut bewährte sich hierfür das P4 Element.

An größeren Flächen scheint das T2 Element etwas besser anwendbar zu sein. Aber auch hier hat das T6 Element, das eine gewisse statistische Kompensation des Gradientenbegriffs ermöglicht, deutliche Vorteile, vergleicht man die Meßwerte: Unterarm mit denen der Wade.

Legt man die T6 Elemente mit einem Mittelpunktabstand von 25 mm auf, so ergeben sich relativ große Meßflächen von etwa 13 cm Länge. In ihrer Größe liegt ihre Empfindlichkeit gegenüber Bewegungen der Versuchsperson begründet. Zum anderen überdeckt das Meßband einen größeren Hautbereich. Nach ASCHOFF (1958) (4) kühlt die Körperschale nur langsam aus, und nach Aufenthalt von 2 Stunden bei 15°C sind die endgültigen Hauttemperaturen noch nicht erreicht. Das bedeutet, daß sich noch während der gesamten Dauer der Kältephase eines Versuchs die Hautisothermen verschieben und damit die Gradienten (radialer und axialer Temperaturgradient (13)). Diese Gradientenänderungen waren zwar während der Messungen gegen Versuchsende nicht mehr sehr groß, sie machen sich aber bei Gebrauch des T2 Elementes störend bemerkbar.

Alle Meßknöpfe müssen mit einem gewissen Druck auf die Haut aufgesetzt werden, um einen guten Übergang der Wärme von der Haut auf die Kontaktplatte zu gewährleisten. Nach GOLENHOFEN et al. 1963 (31) vermindert ein Auflagedruck von 20 Pond auf weich unterpolsterte Hautpartien und an der Stirn von 15-20 Pond die Hautdurchblutung nicht. Es taucht die Frage auf, ob durch die für die Messung notwendige Übertemperatur einer Kontaktplatte und die lokale Abdeckung der Haut an der Stelle des Meßkopfes die erhöhte Hauttemperatur sich lokal durchblutungsfördernd auswirkt.

Zusammenfassend muß man sagen, daß die Einzelmessungen wegen der interindividuellen Variabilität relativ unsicher sind, daß die Methode aber für statistische Untersuchungen gut

geeignet ist, da sich hier die Meßfehler weitgehend kompensieren.

6.4. Vergleich der Meßwerte mit denjenigen anderer Autoren

MELCHIOR u. HILDEBRANDT (53) bestimmten $\Delta\lambda$ -Werte an Versuchspersonen mit freiem Oberkörper bei einer Außentemperatur von 23°C in Ruhe und während intensiver körperlicher Arbeit an der Haut. Folgende Werte wurden erhalten: Stirn: 1E bzw. 2,6E, Brust: 1,65E bzw. 2,5E, Daumen: 1,8E bzw. 2,3E. BRAASCH et al. 1961 (11) erhielten für den Unterarm bei $20-23^{\circ}\text{C}$: $\Delta\lambda = 0,6\text{E}$, bei maximaler Durchblutung 2,5E.

Von HENSEL und DOERR 1959 (47) wird die Wärmeleitzahl der nichtdurchbluteten Haut mit 9,2-11,9 E angegeben. In diesem Rahmen liegen auch die λ_0 -Werte der eigenen Messungen.

HERMESMEIER 1971 (33) erhielt bei Messungen an Leichen λ_0 -Werte, die durchschnittlich um 0,66 E niedriger waren als die eigenen Werte. In unseren Versuchsreihen dienten jugendliche Studenten als Versuchspersonen, die einen normalen Hautturgor und ein geringes Fettpolster aufwiesen. Dagegen lag die Todesstunde der Leichen durchschnittlich 19 Stunden zurück, eine gewisse Austrocknung ist anzunehmen. Die Subkutanfettschicht dürfte bei den im Mittel 60 Jahre alten Leichen im allgemeinen dicker sein als bei Studenten. Diese Faktoren können die Differenz erklären (vergl. HEITE und KAYMA 1963 (37), ebenso GOLENHOFEN et al. 1963 (31): "Messungen an Neugeborenen"). HERMESMEIER fand jedoch bei Versuchspersonen dieselben λ_0 -Werte wie bei den Leichenmessungen.

MELCHIOR u. HILDEBRANDT 1966 (53) bestimmten die Hautdurchblutung an Stirn, Brust, Oberarm und Daumen in Abhängigkeit von der körperlichen Arbeit in % der Ruhedurchblutung nach dem Prinzip der

Wärmeleitmessung. Durchblutungsstillstand an Stirn und Brust wurde durch Andrücken des Meßkopfes auf die unter der Haut liegenden Knochen erreicht. Der Auflagedruck beeinflusst aber die Wärmeübergangsbedingungen entscheidend (33). Es wurden an der Stirn maximal 25% Durchblutungsrückgang gemessen, an der Brust 30%, am Oberarm 30%, und am Daumen 40%.

Bei einer Zimmertemperatur zwischen 19- und 22°C bestimmte Sejrsen 1969 (57) nach der Isotopenclearance-Methode (indirekte $^{133}\text{Xenon}$ Clearance) die Hautdurchblutung an verschiedenen Körperregionen. Die Methode erlaubte es, selektiv die kutane Fraktion der radioaktiven Substanz zu bestimmen. Er erhielt folgende Werte in $\text{ml/min} \cdot 100 \text{ ml Gewebe}$: Bein 6, Bauch 4-5 und Unterarm 5,1; HERTZMAN und ROTH 1942 (48) bestimmte mit Hilfe einer photoelektrischen Technik und COFFMANN 1969 (20) durch Messung der Na^{131} Radioisotope Disappearance Rate bei 25°C Außentemperatur an leichtbekleideten Versuchspersonen die Stirndurchblutung. Die Werte entsprachen etwa $30 \text{ ml/min} \cdot 100 \text{ ml Gewebe}$.

Bei Kühlung der leichtbekleideten Versuchsperson von 25 auf 20°C sank die Hautdurchblutung an der Stirn praktisch nicht (COFFMANN 1969 (20)). FOX, GOLDSMITH und KIDD 1962 (25) fanden keine Durchblutungsabnahme an der Stirn, auch Froese und BURTON 1957 (26) konnten bei Kühlung auf 10°C Außentemperatur keine Änderung der Gewebsisolation feststellen.

BLAIR, GLOVER und RODDIE 1961 (9) fanden dagegen an der Stirn bei Kühlung der unteren Körperhälfte in einem Wasserbad von 18°C ein leichtes Abfallen der Stirntemperatur, HERTZMANN und ROTH 1942 (48) bei lokaler Kühlung (4-8°C) der Stirn einen langsamen Durchblutungsrückgang parallel zur Temperatur, den sie auf eine direkte Wirkung der Kälte auch auf größere Arterien, Vorkühlung der Arterien durch venöses Blut, zurückführten.

In der Kälte sind am Unterarm 1-5, an der Hand 1-2 $\text{ml/min} \cdot 100 \text{ ml Gewebe}$ (siehe Tabelle Abschnitt 2.5.) gemessen

worden.

Wie aus den Vergleichsuntersuchungen hervorgeht, liegen dagegen die eigenen Durchblutungsruhowerte relativ hoch, an der Brust stimmen die Werte besser überein (53), und zwar liegen die Werte zwischen den Ruhedurchblutungswerten und den maximal gemessenen.

Zum Teil können die Differenzen aus den unterschiedlichen Versuchsbedingungen heraus erklärt werden, da die eigenen Versuche bei relativ hohen Außentemperaturen (29°C) begonnen wurden (siehe Diskussion Indifferenztemperatur 6.2.1.).

Während des Versuchsablaufs wurde dann ein verhältnismäßig starker Durchblutungsrückgang beobachtet. Dieser wird durch das oben Gesagte erklärt. Trotz hochgradiger Kältebelastung bleibt die Durchblutung am Körperstamm sehr intensiv. Die Differenzen mit den Messungen von SEJRSEN 1969 können hier nicht geklärt werden, weitere Untersuchungen sind erforderlich.

Für die Fingerdurchblutung erhebt sich die Frage, ob durch die Kältebelastung wirklich Minimaldurchblutung erreicht wurde. Nach ASCHOFF 1972 (5) steigt die Hautdurchblutung bei stärkerer Kältebelastung wieder an. Beginnende Kälte-Vasodilatationen (LEWIS'Rekation) dürften bei diesen Temperaturen noch keine Rolle spielen.

Über das Ausmaß der Vasokonstriktion am Stamm gehen die Meinungen in der Literatur auseinander. Die Meßwerte von MELCHIOR u. HILDEBRANDT 1966 (53), BLAIR, GLOVER und RODDIE 1961 (9) und HERZMANN und ROTH 1942 (48) geben einen Hinweis dafür, daß auch am Stamm eine gewisse Möglichkeit zur Durchblutungsverminderung besteht, die aber relativ schwach ist.

Die eigenen Versuche bestätigen die Polarität von Stamm- und Extremitätendurchblutung, die für die Thermoregulation,

die ergotrope Reaktion und für die Tagesperiodik bekannt ist: An Stirn, Bauch, Oberschenkel und Brust bleibt die Hautdurchblutung am stärksten, an Finger, Wade und Unterarm sinkt sie sehr weit ab. Eine wichtige topographische Unterscheidung muß auch zwischen der regionalen Hautdurchblutung von Stirn-Bauch und Oberschenkel-Brust gemacht werden. Bei letzteren Meßstellen sinkt die Durchblutung auf fast die Hälfte derjenigen von Stirn und Bauch.

ZUSAMMENFASSUNG

Die Hautdurchblutung sieben verschiedener Körperregionen wurde an 29 Versuchspersonen in Badebekleidung bei 29°C, Indifferenz, und nach Abkühlung der Außentemperaturen im Verlauf von etwa zwei Stunden bei 10°C, Kälte, nach dem Prinzip der Wärmeleitmessung bestimmt.

Es wurden neue Wärmeleitbänder (GOLDFHOFEN und HERMESMEIER (1970)(33)) verwendet, die gegenüber den herkömmlichen Wärmeleitelementen den großen Vorteil haben, daß die Mitheizung der Vergleichslötstelle auf ein Minimum reduziert werden kann. Die Meßbänder sind alternativ heizbar, deswegen kann unter bestimmten Voraussetzungen auf die Bestimmung der Gradienten verzichtet werden, da sich diese bei Mittelung wegheben.

Trotz besonders schwieriger Bedingungen bei der Kältebelastung konnten relativ einheitliche Ergebnisse gewonnen werden; eine interindividuelle Variation der Meßwerte war zu erwarten.

Die durchschnittlichen Wärmetransportzahlen (λ -Werte) betrugen in der Wärme an Finger und Stirn etwa 14 Einheiten (10^{-4} cal/cm $\cdot$ sec $\cdot$ °C), am Unterarm etwa 13 E und an Bauch, Oberschenkel, Brust und Wade etwa 12 E. Unter Kältebelastung sanken die mittleren λ -Werte am stärksten am Finger ab, wesentlich geringer an Oberschenkel, Unterarm und Stirn (etwa 1,2 E), am wenigsten an Bauch, Brust und Wade.

Weiterhin wurde der durch die Durchblutung bedingte Anteil der Wärmetransportzahl ($\Delta\lambda$ -Wert; λ -Wert bei Durchblutung minus λ_0 -Wert bei Durchblutungsstillstand) ermittelt. An Wade, Unterarm und Finger war eine direkte Bestimmung des $\Delta\lambda$ -Wertes durch Drosselungstests möglich. Für die anderen Körperregionen wurden die λ_0 -Werte, die HERMESMEIER 1971 (33) an Leichen gemessen hat, zu Hilfe genommen. Die $\Delta\lambda$ -Werte betrugen in der Kälte am Unterarm 0,32 E, an der Wade

0,40 E, am Finger 0,51 E, an der Brust 0,71 E, am Oberschenkel 0,87 E, am Bauch 1,38 E und an der Stirn 1,44 E. Die Stirndurchblutung blieb demnach während Kältebelastung am intensivsten.

Nimmt man näherungsweise für die Hautdurchblutung eine Linearität zwischen $\Delta\lambda$ -Wert und Durchblutungsgröße an, so ergibt sich unter Kältebelastung ein Durchblutungsrückgang, bezogen auf den Ausgangswert, am Bauch um 36%, an der Stirn um 43%, an der Brust 57%, an Oberschenkel und Wade um 60%, am Unterarm um 79% und am Finger um 86%.

LITERATURVERZEICHNIS⁺

- (1) Allwood, M.J., H.Barcroft, J.P.L.A.Hayes & E.A.Hirsjärvi: The effect of mental arithmetic on the blood flow through normal, sympathectomized and hyperhidrotic hands. *J.Physiol.* 148, 108-116, (1959)
- (2) Allwood, M.J. & H.S.Burry: The effect of local temperature on blood flow in human foot. *J.Physiol.* 124, 345-357 (1954)
- (3) Aschoff, J.: Grundversuche zur Temperaturregulation. Über vergleichende Meßwerte zur Beurteilung der Wärmeabgabe an Wasser. *Pflüger's Arch. ges. Physiol.* 247, 469-479 (1944)
- (4) Aschoff, J.: Hauttemperatur und Hautdurchblutung im Dienst der Temperaturregulation. *Klin.Wschr.* 36, 193-202 (1958)
- (5) Aschoff, J.: Temperaturregulation; In Gauer, Kramer, Jung: Physiologie des Menschen, Bd. 2: Energiehaushalt u. Temperaturregulation, Urban und Schwarzenberg 1972
- (6) Aschoff, J. & R. Wever: Durchblutungsmessung an der menschlichen Extremität. *Verh.dtsch.ges.Kreisl.-Forsch.* 23, 375-380 (1957)
- (7) Aschoff, J. & R. Wever: Kern und Schale im Wärmehaushalt des Menschen. *Naturwiss.* 45, 477-485 (1958)
- (8) Bazett, H.C., L.Love, M.Newton, L.Eisenberg, R.Day & R.Forster: Temperature changes in blood flowing in arteries and veins in man. *J.Appl. Physiol.* 1, 3-19 (1948)
- (9) Blair, D.A., W.E.Glover & I.C.Roddie: Cutaneous vasomotor nerves to the head and trunk. *J.Appl.Physiol.* 16, 119-122 (1961)
- (10) Bligh, J.: Temperature regulation in mammals and other vertebrates. North Holland Publishing Company- Amsterdam, London. American Elsevier Publishing Company INC New York (1973)
- (11) Braasch, D., F.F.Doerr & H.Hensel: Untersuchung der menschlichen Hautdurchblutung mit einem neuen Wärmeleitmessgerät bei lokaler Einwirkung von Nikotinsäureestern. *Arzneimittel Forschung* 2, 102-104 (1961)
- (12) Brück, K.: Die Temperaturregelung des Neugeborenen. In: H. Opitz & F. Schmid (Ed.) *Handbuch für Kinderheilkunde*, Berlin: Springer, 1971, Band 1 S. 23-30
- (13) Brück, K. & H.Hensel: Wärmedurchgangs- und Innentemperatur der menschlichen Extremitäten. *Pflüger's Arch. ges. Physiol.* 257, 70 (1953)
- (14) Burton, A.C.: The direct measurement of thermal conductance of the skin as an index of peripheral blood flow. *Amer.J. Physiol.* 129, P326 (1940)
- (15) Burton, A.C. & O.G.Edholm: *Man in a cold environment*. Edward Arnold Ltd., London 1955.
- (16) Carlson, L.D., A.C.L.Hsieh, F.Fullington & R.W.Elsner: Immersion in cold water and body tissue insulation. *J.Aviation med.* 28, 145 (1958)
- (17) Celander, O. & K.Morild: Reactive hyperaemia in the foot and calf of the newborn infant. *Acta Pädiatrica* 51, 544-552 (1962)
- (18) Christensen, E.H., N.Nielsen & B.Hannisdahl: Investigations of circulation in the skin at the beginning of muscular work. *Acta physiol scand* 4, 162-170 (1942)

⁺ Die Ziffern hinter den Querstrichen geben Literatur an, die im Literaturverzeichnis des betreffenden Autors wiederzufinden ist.

- (19) Clarke, R.S.J., R.F.Hellon & A.R.Lind: Vascular reactions of the human forearm to cold. *Clin.Sci.* 17, 165-179 (1958)
- (20) Coffman, J.D.: Forehead blood flow measured by radioisotope disappearance rates. *Amer.J.Physiol.* 217, 1134-1138 (1969)
- (21) Crossley, R.J., A.D.M.Greenfield, G.C.Plassaras & D.Stephens: The interrelation of thermoregulatory and baroreceptor reflexes in the control of the blood vessels in the human forearm. *J.Physiol.* 183, 628-636 (1966)
- (22) Damm, F.: Tagesgang der Hautdurchblutung. Dissertation, Marburg, (1972)
- (23) Duff, F., A.D.M.Greenfield, J.T.Shepherd & I.D.Thompson: A quantitative study of the response to acetylcholine and histamine of the blood vessels of the human and forearm. *J.Physiol.* 120, 160-170 (1953)
- (24) Folkow, B., R.H.Fox, J.Krog, H.Odelram & O.Thorén: Studies on the reactions of the cutaneous vessels to cold exposure. *Acta physiol.scand.* 58, 342-354 (1963)
- (25) Fox, R.H., R.Goldsmith & D.J.Kidd: Cutaneous vasomotor control in the human head, neck and upper chest. *J.Physiol.* 161, 298-312 (1962)
- (26) Froese, G. & A.C.Burton: Heat losses from the human head *J.Appl.Physiol.* 10, 235-241 (1957)
- (27) Golenhofen, K.: Physiologie des menschlichen Muskelkreislaufes. *Marburger Sitzungsber.* 83/84, 167 (1962)
- (28) Golenhofen, K.: Das Reaktionsmuster der menschlichen Muskulatur im Rahmen der Thermoregulation. *Pflüger's Arch.ges. Physiol.* 285, 124-146 (1965)
- (29) Golenhofen, K.: Physiologie der Kurzschlußdurchblutung. In Hammersen, F. & D. Gross: Die arteriovenösen Anastomosen, Hans Huber, Bern, Stuttgart (1968)
- (30) Golenhofen, K.: Haut. In E. Bauereisen (Ed.) *Physiologie des Kreislaufs* 1 Springer, Berlin, Heidelberg, New York 1971, S. 347-384
- (31) Golenhofen, K., H.Hensel, G.Hildebrandt: Durchblutungsmessung mit Wärmeleitelementen. Georg Thieme-Verlag, Stuttgart (1963)
- (32) Golenhofen, K. & G.Hildebrandt: Psychische Einflüsse auf die Muskeldurchblutung. *Pflüger's Arch.ges. Physiol.* 263, 637-646 (1957)
- (33) Golenhofen, K. & D.Hermesmeier: Messung der Hautdurchblutung mit einem Wärmeleitband. *Pflüger's Arch.* 316, R 22 (1970). In den Einzelheiten: Hermesmeier, D.: Dissertation, Marburg, (1971)
- (34) Greenfield, A.D.M.: The circulation through the skin. *Handbook of Physiology*, Sect.2: Circulation, Vol. II, 1325-1351 (1963)
- (35) Hardy, J.D.: Physiology of temperature regulation. *Physiol. Rev.* 41, 521-606 (1961)
- (36) Hart, J.S.: Geography and seasons: Mammals and birds. In: *Handbook of physiology*, Sect. 4 p.295-321, Washington 1964
- (37) Heite, H.J. & U.Kayma: Über die Wärmeleitzahl der Haut unter dem örtlichen Einfluß der biogenen Amine. *Arch.Klin. exper.Derm.* 215 (1963) 513-522
- (38) Hellon, R.F. & N.K.Misra: Neurons in dorsal horns of the rat responding to scrotal skin temperature changes.
Hellon, R.F. & N.K.Misra: Neurons in ventrobasal complex of the rats thalamus responding to scrotal skin temperature changes. *J.Of Physiol.* 232, 375-401 (1973)

- (39) Hemingway, A.: Shivering. *Physiol. Rev.* 43, 397-422 (1963)
- (40) Hensel, H.: Fortlaufende Bestimmung der Hautdurchblutung mit einem neuen Wärmeleitmessser. *Naturwiss.* 43, 477-478 (1956)
- (41) Hensel, H.: Meßkopf zur Durchblutungsregistrierung an Coerflächen. *Pflüger's Arch. ges. Physiol.* 260 (1959) 604-606
- (42) Hensel, H.: Durchblutungsmessungen nach dem Prinzip der geheizten Thermolemente. In: *Kreislaufmessungen 3. Freiburger Kolloquium* S. 52-67. Banaschewski, München-Gräfelfing 1962
- (43) Hensel, H.: Physiologie der menschlichen Hautdurchblutung. In: *Delius, L. & E. Witzleb: Probleme der Haut- und Muskel-durchblutung. Bad Oeyenhausener Gespräche VI*, Springer-Verlag, Berlin, Göttingen, Heidelberg 1964
- (44) Hensel, H., Brück, K. & P. Rath: Homeothermic organisms. In: *Precht, H., J. Christophersen & H. Hensel, L. W. Larcher: Temperature and Life*. Springer-Verlag Berlin, Heidelberg, New York 1973
- (45) Hensel, H.: Neural processes in thermoregulation. *Physiol. Reviews* 53, 948-1017 (1973)
- (46) Hensel, H. & F. Bender: Fortlaufende Bestimmung der Hautdurchblutung am Menschen mit einem elektrischen Wärmeleitmessser. *Pflüger's Arch.* 263, 603-614 (1956)
- (47) Hensel, H. & F. Doerr: Untersuchungen mit einem neuen Haut-Wärmeleitmessser. *Pflüger's Arch. ges. Physiol.* 270, 78 (1959)
- (48) Hertzman, A. B. & L. W. Roth: The absence of vasoconstrictor reflexes in the forehead circulation. Effects of cold. *Amer. J. of Physiol.* 136, 692-697 (1942)
- (49) Hertzman, A. B., W. C. Randall, C. N. Peiss & R. Seckendorf: Regional rates of evaporation from the skin at various environmental temperatures. *J. Appl. Physiol.* 5, 153-161 (1952)
- (50) Hille, H.: Zur Durchblutung der Terminalstrombahn. Dr. Alfred Hüthig-Verlag, Heidelberg (1965)
- (51) Kramer, K. & W. Schulze: Die Kälte-dilatation der Hautgefäße. *Pflüger's Arch. ges. Physiol.* 250, 141-170 (1947)
- (52) Le Blanc, J.: Subcutaneous fat and skin temperature. *Can. J. Biochem. Physiol.* 32 354-358 (1954)
- (53) Melchior, H. & G. Hildebrandt: Die Hautdurchblutung verschiedener Körperregionen bei Arbeit. *Intern. Z. angew. Physiol.* 24, 68-80 (1967)
- (54) In den Einzelheiten: Dissertation (Melchior, M.) Marburg 1966
- (54) Mellander, S. & B. Johansson: Control of resistance, exchange and capacitance functions in the peripheral circulation. *Pharmacol. Rev.* 20, 117-196 (1968)
- (55) Purgh, L. G. C. E., O. G. Edholm, R. H. Fox, H. S. Wolff, G. R. Hervey, W. H. Hammond, J. M. Tanner & R. H. Whitehouse: A physiological study of channel swimming. *Clin. Sci.* 19, 257-273 (1960)
- (56) Roddie, I. C., J. T. Shepherd & R. F. Whelan: The aktion of 5-hydroxytryptamine on the blood vessels of the human hand and forearm. *Brit. J. Pharmacol.* 10, 445-450 (1955)
- (57) Sejrnsen, P.: Blood flow in cutaneous tissue in the man studied by washout of radioaktive xenon. *Circulation Res.* 25, 215-229 (1969)
- (58) Stoe, R. W., W. F. Schieve: Measurement of bloodflow in minute volumes of specific tissues in man. *J. Appl. Physiol.* 14, 215-224 (1959)
- (59) Thauer, R., W. Kaufmann and G. Zöllner: Der insensible Gewichtsverlust als Funktion der Umweltbedingungen. Der Einfluß des Totraumes auf die Atemwege. *Arch. ges. Physiol.* 261, 183 (1955)

- (60) Thauer, R., Circulatory adjustments to climatic requirements. Handbook of Physiologie, Circulation III, 1921-1966, Amer. Physiol.Soc. Washington, D.C. (1965)
- (61) Walker, A.J., R.B.Lynn & H.Barcroft: On the circulatory changes in the hand and foot after sympathectomy. St.Thomas's Hosp. Rept.6,18(1950)
- (62) Webster, A.P.: Caloric requirement of man in cold climates: Theoretical consideration. J.Appl.Physiol. 5(1952)134-142
- (63) Wika, M.: Skin circulation in cheeks of arctic populations and adaptations to cold. Act. physiol.scand. 82, A 39 (1971)

Meine akademischen Lehrer waren die Damen und Herren
Professoren, Dozenten und Doktoren:

- in Marburg: Petry, Wendt, Walcher, Kramke, Nöth, Dimroth,
Mahr, Seidel, Nultsch, Karlson, Zilliken,
Rohen, Hensel, Lübbers, Golenhofen, Brück,
Braasch, Hildebrandt, Spiegelberg, Korb,
Schmid, Schmitz-Moormann, Dölle, Meyer-Berten-
rath, Pots, Siegert, Schleyer, Hardewig, Hort,
Martini, Buchholz, Beckmann, Bommer, Exner,
Hamelmann, Panke (Gießen),
- in München: Schauer, Schierz, Eyer, Forell, Betke, Zenker,
Fickenscher, Braun-Falko, Lobépin, Lund, Ploog,
- in Genf: Mégevand, Miescher, Fabre, Gauthier, Taillard,
Montandon, Majno, Ferrier, Ajuriaguerra, Babel,
Wettstein, Fallett, Duchosal,
- in Bremen: Schweder, Rehbein, v.d. Oelznitz, Appel.

Herrn Prof. Dr. H. Hensel danke ich für die Überlassung des Arbeitsplatzes. Herrn Prof. Dr. K. Golenhofen danke ich sehr für die Stellung des Themas und die unermüdliche und großzügige Förderung dieser Arbeit. Bei Fräulein Radler möchte ich mich für die Anleitung zur Herstellung der Zeichnungen und die Anfertigung der Photographien bedanken.

Lebenslauf

Ich wurde am 15.12.1947 in Marburg (Lahn) geboren. Dem Besuch der Volksschule folgten 9 Jahre auf dem humanistischen Gymnasium Philippinum. 1966 bestand ich das Abitur.

Vorphysikum und Physikum legte ich in Marburg ab. Dann begann ich mit dem experimentellen Teil meiner Dissertation. Das 8. Semester studierte ich an der Universität München, für das 9. und 10. Semester erhielt ich ein Jahresstipendium zum Studium an der Universität Genf. Nach dem 11. Semester, wieder in Marburg, schloß ich das Medizinstudium am 10.8.1972 mit dem Staatsexamen ab.

Ich erhielt die Approbation nach Ableistung der Medizinalassistentenzeit in Tutzing bei München und in Bremen.

Vom 1.10.1973 bis zum 31.1.1974 war ich Assistent am Physiologischen Institut der Universität Marburg und stellte hier meine Dissertation fertig.

Seit dem 1.2.1974 bin ich Assistent an der Universitäts-Kinderklinik Hamburg.

